



UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE CATALUNYA  
BARCELONATECH  
Escola d'Enginyeria de Barcelona Est

TREBALL DE FI DE GRAU

**Grau en Enginyeria Biomèdica**

# **ESTUDI DE LA INTERACCIÓ CARDIORESPIRATÒRIA EN FUNCIÓ DE DIFERENTS CONDICIONS FISIOLÒGIQUES**



**Memòria i Annexos**

|                      |                       |
|----------------------|-----------------------|
| <b>Autor:</b>        | Alba Cuadros Martínez |
| <b>Director:</b>     | Jordi Solà Soler      |
| <b>Departament:</b>  | ESAI                  |
| <b>Convocatòria:</b> | Octubre 2017          |



## Resum

El sistema cardíac i el sistema respiratori no funcionen de forma independent, sinó que mostren diferents tipus d'interaccions entre els seus senyals. Una d'aquestes interaccions és la sincronització cardiorespiratòria de fase (CRPS), i consisteix en què els batecs cardíacs es produeixen en les mateixes fases relatives de la respiració durant una successió de cicles respiratoris.

L'objectiu d'aquest projecte és desenvolupar algoritmes per estimar la sincronització cardiorespiratòria i aplicar-los a estudiar la CRPS en subjectes sans.

S'han analitzat senyals provinents d'una base de dades de 27 subjectes en què aquests rebien cinc tipus d'estímul diferents durant l'enregistrament. Aquests senyals s'han condicionat per eliminar-ne les interferències i s'han processat amb els programes i funcions dissenyades per obtenir-ne el grau de sincronització cardiorespiratòria.

El programari desenvolupat permet monitoritzar de forma gràfica i numèrica l'evolució dels diferents tipus de CRPS al llarg del temps. S'han proposat diversos paràmetres que permeten caracteritzar la CRPS de forma quantitativa i s'ha realitzat un estudi estadístic dels mateixos.

Els resultats obtinguts indiquen que hi ha diferències estadísticament significatives en les característiques de la sincronització cardiorespiratòria entre el tram basal i els trams on els subjectes jugaven a un joc, miraven un vídeo de suspens o llegien un llibre.

## Resumen

El sistema cardíaco y el sistema respiratorio no funcionan independientemente, sino que sus señales presentan diversos tipos de interacciones. Una de estas interacciones es la sincronización cardiorrespiratoria de fase (CRPS) en la que los latidos cardíacos se producen en las mismas fases relativas de la respiración durante ciclos respiratorios consecutivos.

Este proyecto tiene como objetivo desarrollar algoritmos para estimar la sincronización cardiorrespiratoria y aplicarlos a estudiar la CRPS en sujetos sanos.

Se han analizado señales provenientes de una base de datos de 27 sujetos que recibieron cinco tipos de estímulos diferentes durante el registro. Las señales se han acondicionado para eliminar interferencias y se han procesado con los programas diseñados para obtener el grado de sincronización cardiorrespiratoria.

El software desarrollado permite monitorizar de forma gráfica y numérica la evolución de los diferentes tipos de CRPS a lo largo del tiempo. Se han propuesto varios parámetros para caracterizar la CRPS de forma cuantitativa, y se ha realizado un estudio estadístico de los mismos.

Los resultados obtenidos indican que existen diferencias estadísticamente significativas en las características de la sincronización cardiorrespiratoria entre el tramo basal y los tramos en que los sujetos jugaban a un juego, miraban un vídeo de suspense o leían un libro.

## Abstract

The cardiovascular system and the respiratory system do not work independently, they show several types of interactions between their signals. One of these interactions is Cardio Respiratory Phase Synchronization (CRPS), which takes place when the heartbeats occur at the same relative phases of breathing during a succession of respiratory cycles.

The objective of this project is to develop algorithms for estimating cardiorespiratory phase synchronization, and to apply them to study CRPS in healthy subjects.

We analyzed signals from a database of 27 subjects, which had received five different types of stimuli during the recording. These signals have been conditioned to eliminate interferences, and have been processed with the programs and functions designed to obtain the degree of cardiorespiratory phase synchronization.

The software developed allows monitoring both graphically and numerically the time evolution of the distinct types of CRPS. Several parameters have been proposed to quantitatively characterize CRPS, and a statistical study of them has been carried out.

The results obtained show that there are statistically significant differences between the characteristics of cardiorespiratory phase synchronization in the basal section and the sections of the recording in which the subjects were playing a game, watching a suspense video or reading a book.



## Agraïments

Primer de tot, m'agradaria agrair a la UPC i en particular a l'EEBE l'oportunitat d'elaborar el present projecte d'investigació en l'àmbit de l'enginyeria biomèdica. Així mateix, vull agrair al meu tutor, Jordi Solà, la seva implicació, la motivació que m'ha transmès en tot moment i els consells i l'ajut que m'ha prestat al llarg del desenvolupament de l'estudi.

També vull donar les gràcies a la meua família perquè han estat al meu costat dia rere dia, m'han inspirat i m'han animat en els moments difícils. Gràcies per ser-hi.

Finalment, no vull oblidar els meus amics i tots aquells que m'han acompanyat en el procés de realització d'aquest treball. Sense ells no hagués estat possible.







# Índex

|   |            |
|---|------------|
| <b>RESUM</b>                                  | <b>I</b>   |
| <b>RESUMEN</b>                                | <b>II</b>  |
| <b>ABSTRACT</b>                               | <b>III</b> |
| <b>AGRAÏMENTS</b>                             | <b>V</b>   |
| <b>1. INTRODUCCIÓ</b>                         | <b>9</b>   |
| 1.1. Sistema cardíac                          | 9          |
| 1.1.1. Estimulació del cor                    | 10         |
| 1.1.2. L'electrocardiograma                   | 10         |
| 1.1.3. Obtenció de l'ECG                      | 11         |
| 1.2. Sistema respiratori                      | 12         |
| 1.2.1. Senyal respiratori                     | 14         |
| 1.2.2. Obtenció del senyal respiratori        | 14         |
| 1.3. Interaccions cardiorespiratòries         | 15         |
| 1.4. Objectius del treball                    | 17         |
| <b>2. METODOLOGIA</b>                         | <b>19</b>  |
| 2.1. Base de dades                            | 20         |
| 2.1.1. Sistema d'adquisició                   | 20         |
| 2.1.2. Protocol d'estimulació                 | 22         |
| 2.1.3. Senyals enregistrats                   | 23         |
| 2.2. Pre-processament                         | 24         |
| 2.3. Processament                             | 27         |
| 2.3.1. Extracció pics R                       | 27         |
| 2.3.2. Detecció fase respiració               | 29         |
| 2.3.3. Estimació de la sincronització de fase | 30         |
| 2.3.4. Característiques de la sincronització  | 35         |
| 2.4. Mètodes estadístics                      | 36         |
| <b>3. RESULTATS I DISCUSSIÓ</b>               | <b>39</b>  |
| 3.1. Resultats gràfics                        | 39         |
| 3.2. Resultats quantitatius                   | 42         |
| 3.2.1. Taules de resultats                    | 43         |
| 3.2.2. Test de Wilcoxon                       | 46         |

|   |           |
|---|-----------|
| 3.2.3. Test de Mann Whitney .....                 | 47        |
| <b>4. CONCLUSIONS .....</b>                       | <b>49</b> |
| <b>5. IMPACTE AMBIENTAL .....</b>                 | <b>51</b> |
| <b>PRESSUPOST .....</b>                           | <b>53</b> |
| Recursos Humans (RR.HH.) .....                    | 53        |
| Equipament .....                                  | 54        |
| Cost total.....                                   | 55        |
| <b>BIBLIOGRAFIA .....</b>                         | <b>57</b> |
| <b>ANNEX A: GRÀFIQUES DE SINCRONITZACIÓ .....</b> | <b>61</b> |
| <b>ANNEX B: CODI DE MATLAB .....</b>              | <b>89</b> |
| Programes utilitzats.....                         | 92        |
| Programa principal .....                          | 120       |

# 1. Introducció

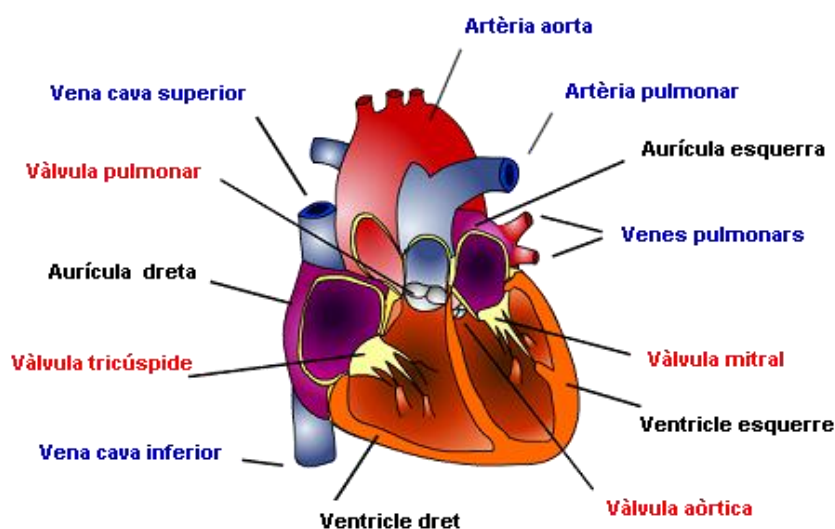
En el cos humà hi ha molt tipus de senyals (elèctrics, mecànics, químics etc.) provinents de diferents sistemes que estan interrelacionats entre ells i regulen les activitats de l'organisme. A partir d'estudis, se sap que la forma d'aquests senyals es veu alterada davant de canvis externs o interns.

En aquest treball s'analitzaran dos senyals: l'electrocardiograma (ECG), provinent del sistema cardíac, i el senyal respiratori, provinent del sistema respiratori, per tal d'estudiar la interacció cardiorespiratòria.

A continuació s'explica breument els dos sistemes implicats.

## 1.1. Sistema cardíac

El cor actua com a bomba per al sistema circulatori. Està format per quatre cavitats i quatre vàlvules que regulen la distribució de la sang dins l'organisme (Figura 1.1).



**Figura 1.1.** Parts que componen el cor [1].

La sang pobre en oxigen provinent de tot el cos arriba mitjançant la vena cava superior i inferior a l'aurícula dreta. A continuació, passa cap el ventricle esquerre i s'envia cap als pulmons a través de l'artèria pulmonar. Aquests realitzaran l'intercanvi de gasos i oxigenaran la sang.

La sang rica en oxigen provinent dels pulmons arriba a l'aurícula esquerra mitjançant les quatre venes pulmonars. A continuació passa cap el ventricle dret i s'envia a la resta del cos a través de l'artèria aorta.

Per regular el pas de la sang entre les cavitats, venes i artèries hi ha diferents vàlvules. La vàlvula tricúspide comunica l'aurícula dreta amb el ventricle dret, la vàlvula pulmonar comunica el ventricle dret amb l'artèria pulmonar, la vàlvula mitral comunica l'aurícula esquerra i el ventricle esquerre i la vàlvula aòrtica comunica el ventricle esquerre amb l'artèria aorta [2].

Per tal que el cor bombegi contínuament i de forma cíclica la sang, aquest té un sistema d'estimulació i conducció elèctrica que funciona gràcies a les fibres musculars cardíques que generen i transmeten els impulsos.

### 1.1.1. Estimulació del cor

Les cèl·lules presenten canals de Sodi-Potassi (Na-K) a la seva membrana. En estat d'equilibri, la membrana de la cèl·lula presenta un potencial de repòs negatiu degut a la desigual distribució dels ions  $K^+$ ,  $Na^+$ ,  $Cl^-$  i  $Ca^{2+}$  a un i altre costat de la membrana.

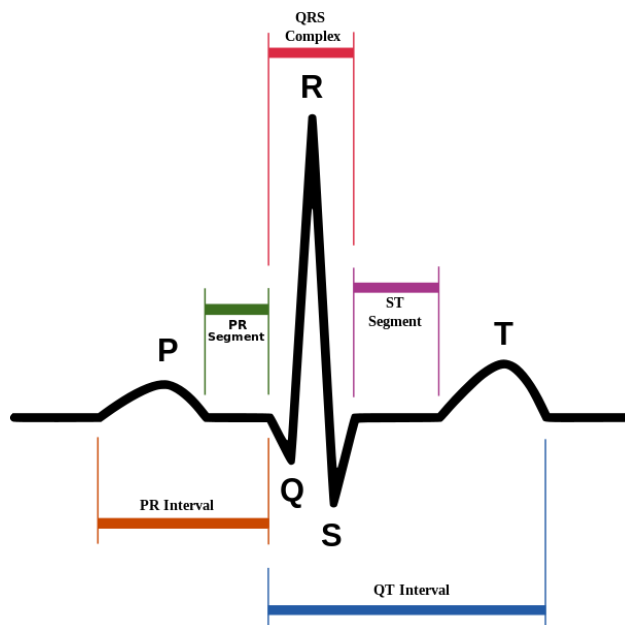
Quan una cèl·lula rep un estímul es produeix un Potencial d'Acció i, conseqüentment, els canals de Na-K s'obren permetent l'intercanvi d'ions entre l'interior i l'exterior i augmentant el potencial de membrana. Aquesta variació s'anomena despolarització. Per altra banda, la tornada a l'estat de repòs i la recuperació del potencial negatiu d'equilibri rep el nom de repolarització.

Les cèl·lules cardíques també s'anomenen cèl·lules marcapassos ja que tenen la capacitat de despolaritzar-se espontàniament sense estimulació externa del sistema nerviós. Aquest fet dóna lloc a la generació de l'activitat elèctrica que posteriorment recorre l'òrgan i que en cada part d'aquest presenta un potencial diferent [3].

Si s'enregistra l'activitat elèctrica del cor mitjançant elèctrodes externs, s'obté l'electrocardiograma.

### 1.1.2. L'electrocardiograma

L'ECG és un senyal característic que es compon per un seguit d'ones que es repeteixen al llarg del temps. Típicament, l'enregistrament d'aquest en una persona sana hauria de tenir una forma similar a la Figura 1.2.



**Figura 1.2.** Registre normal de l'ECG [4].

Aquest complex es compon per l'ona P, un complex QRS, la ona T i la ona U, tot i que aquesta última normalment no és visible.

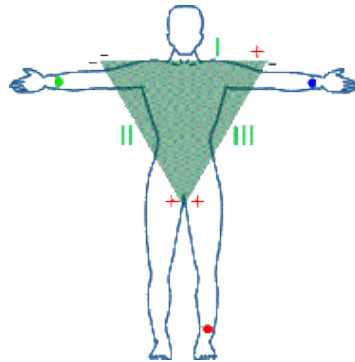
L'ona P representa la despolarització o contracció de les aurícules, el complex QRS mostra la despolarització dels ventricles i, finalment, la ona T representa la repolarització o relaxació dels ventricles. Pel que fa la ona U, encara no se sap a què es deu la seva aparició [2].

En aquest estudi es busca detectar el complex QRS per tal de conèixer els instants de producció dels pics R de cada batec cardíac.

### 1.1.3. Obtenció de l'ECG

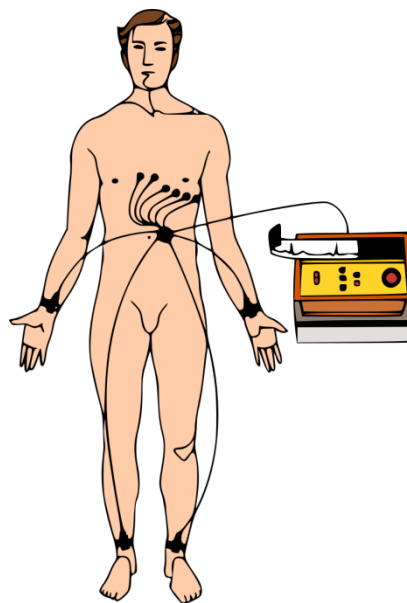
Per enregistrar l'ECG és necessari un electrocardiògraf i els elèctrodes corresponents col·locats de manera estratègica per adquirir el potencial elèctric del cor en diferents punts del cos.

Les derivacions més comunes (I, II, III), formen l'anomenada configuració d'Einthoven (Figura 1.3) que consisteixen en col·locar un elèctrode al braç dret, un altre al braç esquerre i l'últim a la cama esquerra i mesurar la diferència de potencial entre aquests punts (derivacions bipolars) [5].



**Figura 1.3.** Configuració d'Einthoven dels elèctrodes [6].

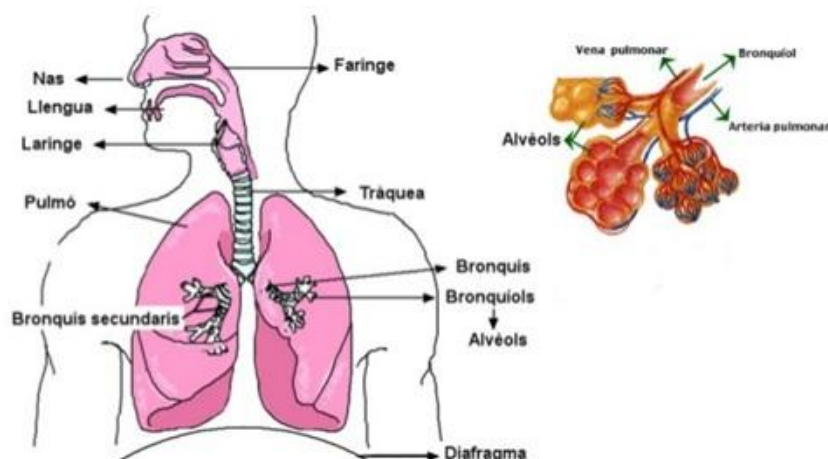
També existeixen 9 derivacions més que s'obtenen col·locant 6 elèctrodes a la zona de les costelles (derivacions precordials) i un altre a la cama dreta que complementa la informació provinent de les anteriors. Aquestes derivacions aporten a l'enregistrament informació complementària (Figura 1.4).



**Figura 1.4.** Col·locació dels 10 elèctrodes per tal d'obtenir les 12 derivacions [5].

## 1.2. Sistema respiratori

Els pulmons són els òrgans encarregats de realitzar l'intercanvi de gasos i l'oxigenació de la sang, concretament la regió dels alvèols (Figura 1.5). En aquests, l'oxigen provinent de l'aire passa a la sang i el diòxid de carboni provinent de la sang s'expulsa a l'aire.



**Figura 1.5.** Parts que componen l'aparell respiratori [7].

Aquest intercanvi és possible gràcies a la diferència de pressions parcials entre els components a l'aire i a la sang. L'oxigen provinent de l'aire té una pressió parcial més elevada que el de la sang, mentre que el diòxid de carboni provinent de la sang té una pressió parcial més elevada que el de l'aire. Això facilita que la sang adquireixi oxigen i deixi anar diòxid de carboni cap als alvèols [8].

L'oxigen arriba als pulmons a través de la inspiració i el diòxid de carboni és expulsat mitjançant l'expiració. Aquest dos actes reben del nom de ventilació pulmonar.

### **Inspiració**

Consisteix en l'entrada d'oxigen des de l'exterior fins als pulmons. La cavitat toràctica s'expandeix degut a la contracció dels músculs intercostals, que eleven les costelles, i a la relaxació del diafragma, que descendeix. Durant aquest procés, la pressió alveolar és menor que la atmosfèrica per facilitar el flux d'oxigen.

### **Expiració**

Consisteix en la sortida de diòxid de carboni dels pulmons cap a l'atmosfera. La cavitat toràctica torna a la posició normal en repòs degut a la relaxació dels músculs intercostals, que descendeixen les costelles, i a la contracció del diafragma, que ascendeix. Durant aquest procés, la pressió alveolar és superior a la atmosfèrica per facilitar el flux de sortida de diòxid de carboni cap a l'aire.

### 1.2.1. Senyal respiratori

El senyals respiratoris representen gràficament l'activitat respiratòria.

En la Figura 1.6 (b), on es representen els volums intercanviats durant la respiració, es pot veure que cada cicle respiratori està format per un punt màxim, inici de l'expiració, i un punt mínim, inici de la inspiració. L'amplitud entre els dos pics és el volum corrent o quantitat de volum introduït en cada respiració.

Si es calcula la derivada del senyal de volum, s'obté el senyal de flux (Figura 1.6 (a)). En aquesta figura, es pot veure que el canvi d'inspiració a expiració coincideix amb un punt de flux zero amb pendent negatiu, i que el temps d'expiració ( $T_E$ ) acostuma, generalment, a durar el doble que el d'inspiració ( $T_I$ ) [2].

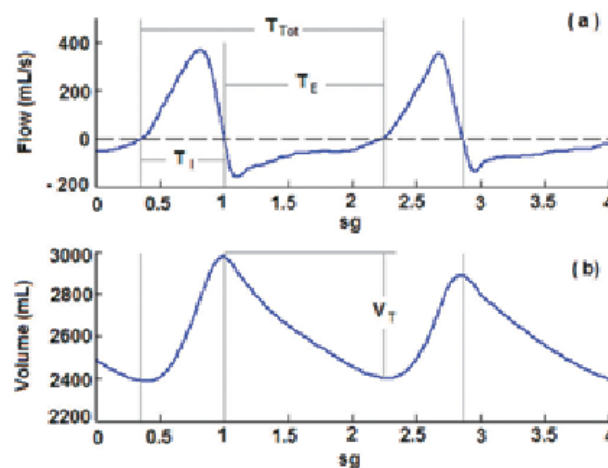


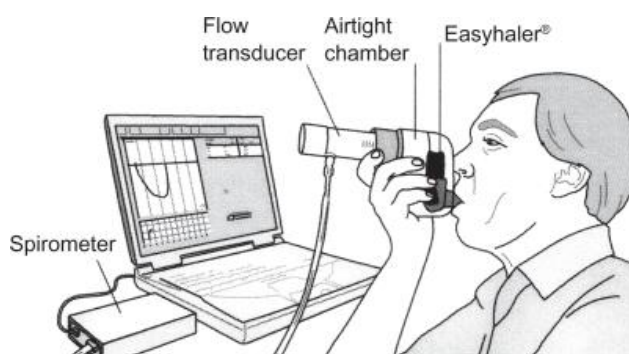
Figura 1.6. Gràfiques de flux i volum respiratori respecte el temps [9].

### 1.2.2. Obtenció del senyal respiratori

Els dos senyals respiratoris que s'obtenen de la ventilació de gasos són l'intercanvi de flux i el canvi en el volum toràcic.

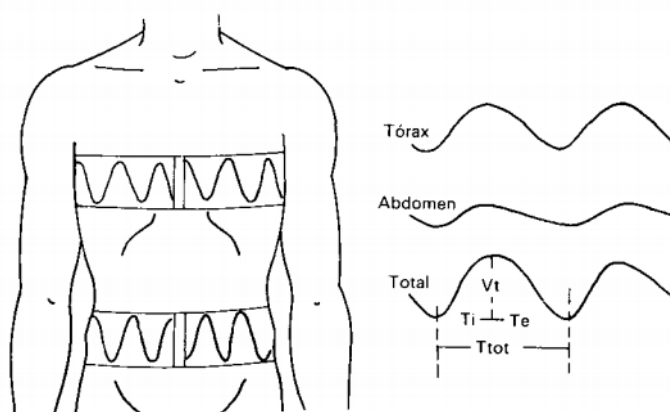
El flux respiratori s'obté a partir d'un pneumotacògraf o espiròmetre (Figura 1.7). Aquest sensor mesura el volum intercanviat d'aire en un període de temps (l/s) i gràcies a un potenciòmetre transforma el senyal mecànic en elèctric per poder ser processat.





**Figura 1.7.** Enregistrament del flux respiratori a partir d'un pneumotacògraf [10].

El volum intercanviat durant la ventilació s'obté a partir de l'enregistrament amb dues bandes plestismogràfiques com es pot veure en la Figura 1.8. Aquest sensor és un transductor que mesura els canvis que es produeixen en la circumferència toràcica o abdominal quan el subjecte respira. Es compon per una galga extensiomètrica que converteix els canvis de volum en un senyal elèctric que pot ser analitzat i processat. En aquest treball s'analitzarà el senyal respiratori provinent d'una banda toràcica, que per si sola no proporciona el volum instantani però sí que marca els cicles respiratoris.



**Figura 1.8.** Col·locació de les bandes plestismogràfiques en tòrax i abdomen [11].

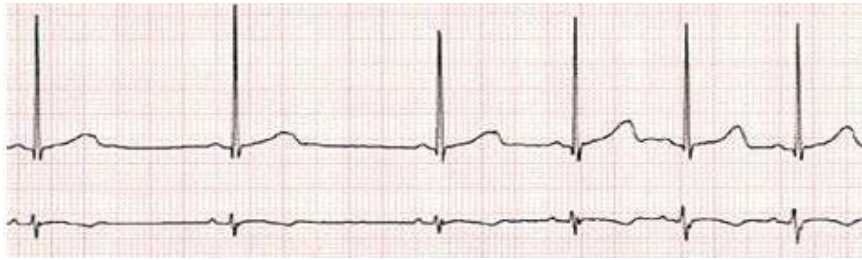
### 1.3. Interaccions cardiorespiratòries

Els sistemes cardíac i respiratori estan relacionats fisiològicament, ja que, com s'ha dit anteriorment, la sang és bombejada fins als pulmons per tal d'oxigenar-se i poder ser utilitzada en altres parts del cos.

Per tant, els seus senyals també estan relacionats degut a la interacció i regulació del sistema cardiorespiratori. Entre aquestes interaccions es troben l'arítmia sinusal respiratòria (RSA) i la sincronització cardiorespiratòria de fase (CRPS):

### Arítmia sinusal respiratòria

La RSA consisteix en la variació del ritme cardíac depenent de la fase de la respiració en la que es troba el subjecte. Durant l'expiració el ritme cardíac disminueix i durant la inspiració, augmenta. En la Figura 1.9 es pot veure com la freqüència cardíaca és menor en els primers batecs (expiració) mentre que en els darrers augmenta (inspiració) [12].



**Figura 1.9.** ECG d'un subjecte que presenta arítmia sinusal respiratòria [13].

### Sincronització cardiorespiratòria de fase

La CRPS és un altre tipus de relació entre l'ECG i el senyal respiratori. Aquesta consisteix en que els batecs cardíacs es produeixen en les mateixes fases relatives de la respiració durant una successió de cicles respiratoris degut a l'acoblament de fase dels dos sistemes oscil·lators.

Dos oscil·ladors amb fases instantànies  $\phi_1(t)$  i  $\phi_2(t)$  es diu que estan sincronitzats quan les seves fases estan acoblades amb una ràtio  $m:n$ . En presència de soroll, com passa en senyals d'origen fisiològic com els descrits, pot expressar-se matemàticament de la següent forma [12]:

$$|n\phi_1(t) - m\phi_2(t)| < \delta \quad (\text{Eq. 1.1.})$$

A la Figura 1.10 (B) es pot veure l'ECG d'un subjecte i a la Figura 1.10 (A) s'ha marcat els punts del senyal respiratori que coincideixen amb els pics R de l'ECG.

A la Figura 1.10 (C) hi ha la transformada de Hilbert del senyal respiratori, és a dir, una estimació de la fase de la respiració. Com es pot apreciar en aquest cas, els pics R estan localitzats en el mateix punt en batecs successius, mostrant una sincronització 3:1. És a dir, per cada cicle respiratori es produeixen tres cicles cardíacs.

A la Figura 1.10 (D) hi ha representat el sincrograma que consisteix en fer el gràfic (mòdul  $2\pi$ ) dels valors de la fase en els instants dels pics R respecte el temps. La CRPS es caracteritza per l'aparició de línies gairebé horitzontals en el sincrograma.

Els investigadors han observat que la sincronització de fase és major en períodes de baixa activitat cognitiva o durant el son i l'anestèsia i es veu reduïda o és gairebé inexistent davant la presència de patologies o en situacions d'estrès [14] [15].

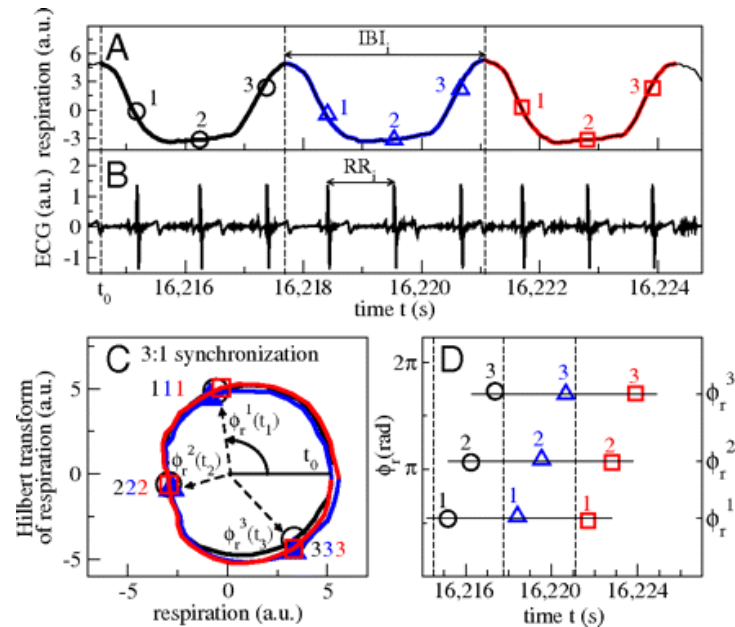


Figura 1.10. CRPS i mètode del sincrograma [14].

## 1.4. Objectius del treball

L'objectiu principal d'aquest projecte és estudiar la sincronització cardiorespiratòria en subjectes sans en funció de diferents estímuls.

Per tal d'assolir l'objectiu principal, es plantegen els següents objectius específics:

- Pre-processar els senyals biomèdics enregistrats.
- Obtenir una estimació de la sincronització cardiorespiratòria.
- Caracteritzar la sincronització a través de paràmetres representatius.
- Realitzar una anàlisi estadística dels resultats obtinguts.

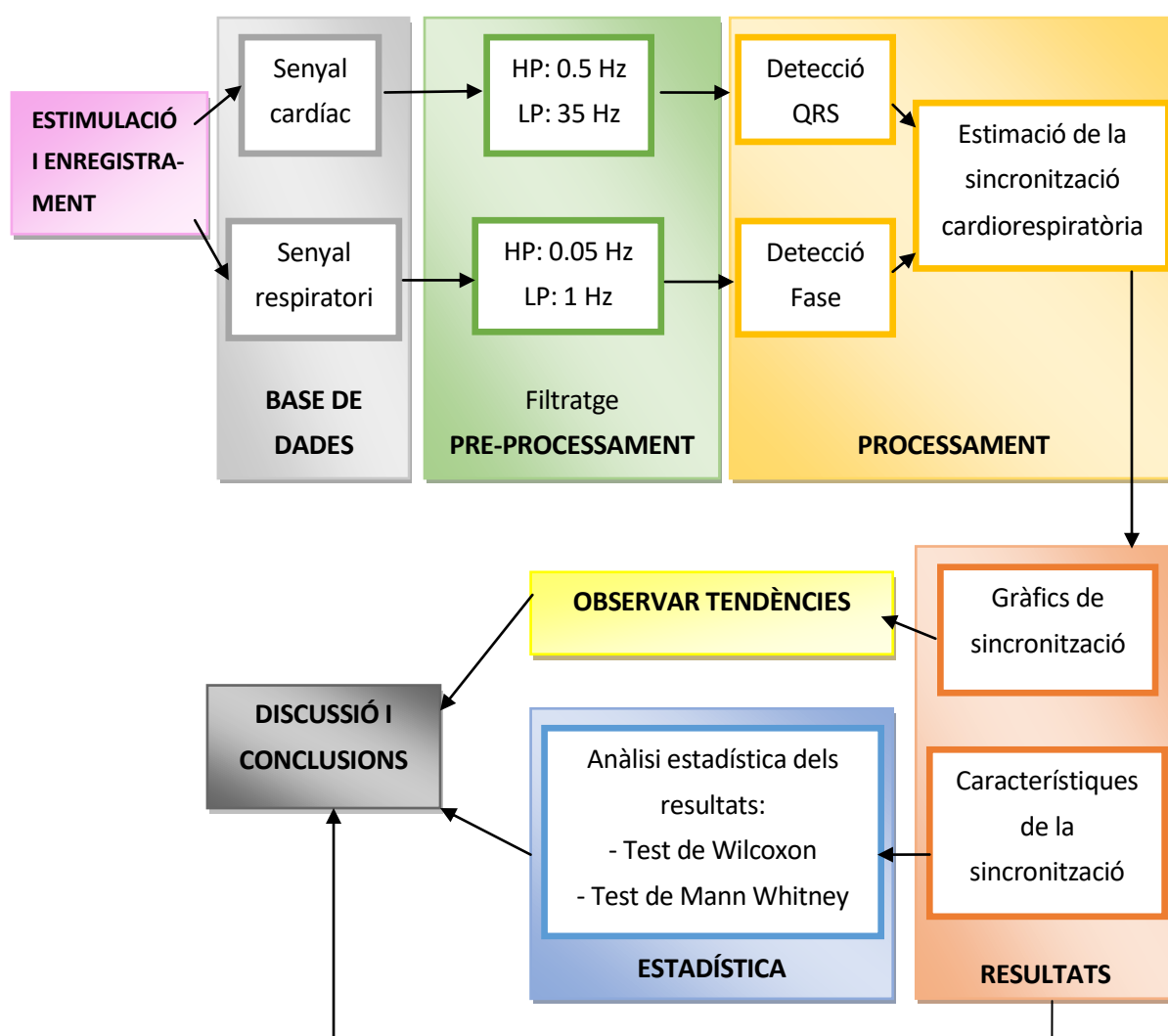


## 2. Metodologia

En aquest apartat es descriu el procés seguit per tal d'assolir els objectius descrits anteriorment.

El desenvolupament d'aquest projecte s'ha dut a terme amb el software MATLAB. Es tracta d'un entorn de computació numèrica i a la vegada un llenguatge de programació que s'utilitza per realitzar càlculs numèrics amb vectors i matrius, implementar algorismes o realitzar gràfics en 2D o 3D, entre d'altres. MATLAB també presenta paquets específics constituïts per un conjunt de funcions (toolboxes) que poden ser utilitzades des del programa i a través de les quals es pot desenvolupar multitud d'operacions com per exemple el filtratge de senyals sense necessitat de programar l'algorisme dels filtres i únicament introduint el senyal en qüestió i els paràmetres de filtratge que es volen.

La metodologia seguida en aquest estudi està descrita en el següent esquema de blocs:



## 2.1. Base de dades

### 2.1.1. Sistema d'adquisició

La base de dades utilitzada en aquest estudi prové d'un treball previ en el qual s'enregistraren l'ECG, el senyal respiratori i l'electrooculograma de subjectes sans [2].

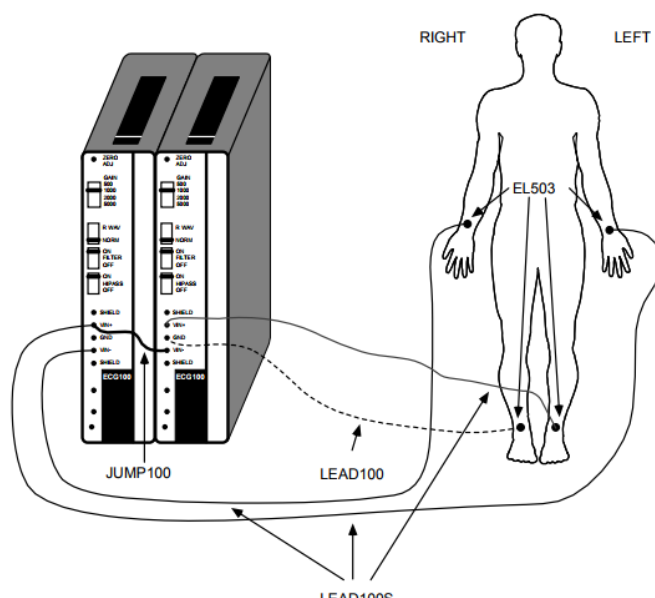
D'aquests senyals enregistrats, s'usarà el cardíac i el respiratori per realitzar l'estudi de la sincronització. Els equips utilitzats per als enregistraments són de BIOPAC Systems.

BIOPAC consta de hardware i software. El hardware d'aquest sistema es compon bàsicament d'uns transductors que permeten enregistrar els senyals i que a la vegada es connecten a uns amplificadors que realitzen un primer condicionament del senyal. Aquests mòduls (Figura 2.1) es poden connectar a l'ordinador per tal de visualitzar el registre a través del software de BIOPAC, que permet també configurar l'adquisició i emmagatzemar els senyals per poder ser analitzats posteriorment [2].



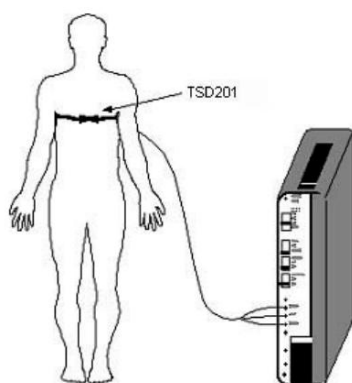
**Figura 2.1.** Vista general del muntatge d'equips de BIOPAC [2].

L'ECG es va enregistrar col·locant els elèctrodes en la distribució d'Einthoven, explicada anteriorment a l'apartat 1.1.3, i amb una freqüència de mostreig de 500 Hz. En la Figura 2.2 es pot veure la connexió entre els sensors i el mòdul d'amplificació ECG100C de BIOPAC per tal d'obtenir el senyal.



**Figura 2.2.** Connexió del elèctrodes amb el seu corresponent amplificador [16].

El senyal respiratori va enregistrar-se amb una banda pletismogràfica toràcica, també explicada a l'apartat 1.1.3, i amb una freqüència de mostreig de 100 Hz. En la Figura 2.3 es pot veure el posicionament d'aquesta i la connexió entre el sensor i el mòdul d'amplificació RSP100C de BIOPAC per tal d'obtenir el senyal.



**Figura 2.3.A.** Connexió de la banda pletismogràfica amb el seu corresponent amplificador [16].



**Figura 2.3.B.** Posicionament de la banda pletismogràfica en un subjecte [16].

### 2.1.2. Protocol d'estimulació

Durant l'enregistrament, els subjectes van rebre diferents estímuls (Figura 2.4).

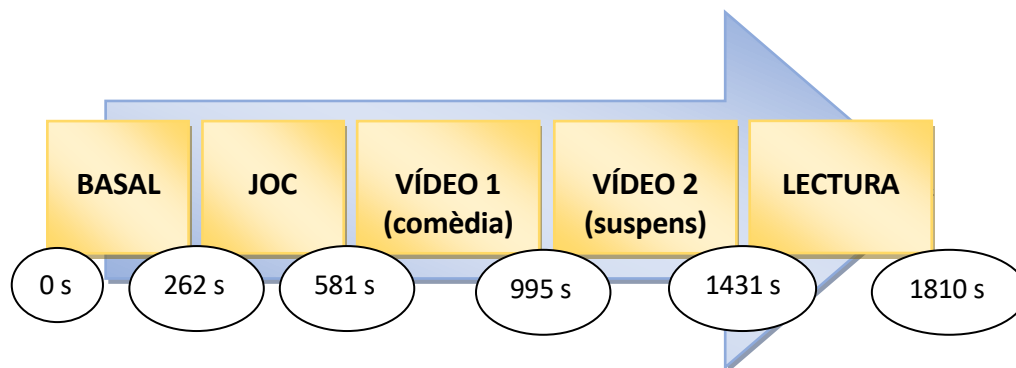


Figura 2.4. Esquema del protocol d'enregistrament.

Es poden diferenciar els següents trams:

- **Basal:** Col·locació dels elèctrodes. Per tal d'atenuar el nivell d'estrès se'ls mostra imatges i música relaxant durant 4 minuts i 22 segons.
- **Joc:** Els subjectes juguen a dos nivells (fàcil o difícil) d'un joc semblant al clàssic "Ping-Pong". Aproximadament, hi ha el mateix nombre de subjectes realitzant cada nivell de dificultat. Per augmentar l'estrès i l'atenció en la prova, se'ls va mostrar també el marcador amb els punts aconseguits. La durada del tram és de 5 minuts i 19 segons.
- **Vídeo còmic:** En aquest tram es pretén que els subjectes es relaxin durant 6 minuts i 54 segons.
- **Vídeo de suspens:** En aquest tram es vol veure si hi ha canvis respecte el vídeo anterior. La durada del tram és de 7 minuts i 16 segons.
- **Lectura:** En aquest tram s'intenta observar un nivell d'atenció i concentració dels subjectes al llarg de 6 minuts i 19 segons. Per tal de distreure'ls, també se'ls projectaven paral·lelament imatges d'una pel·lícula de cinema mut.



### 2.1.3. Senyals enregistrats

La base de dades constava de 34 subjectes sans, d'ambdós sexes i d'entre 20 i 35 anys. D'aquests, es descarten 7 registres ja que havien estat mal enregistrats i hi havia zones amb detecció errònia o presentaven massa soroll extern. A la Taula 2.1 es mostren les característiques dels subjectes.

| <i>SUBJECTE</i>         | <i>EDAT</i>              | <i>SEXE</i>                 | <i>TIPUS DE JOC</i>            |
|-------------------------|--------------------------|-----------------------------|--------------------------------|
| S00                     | 22                       | Home                        | FÀCIL                          |
| S01                     | 25                       | Home                        | DIFÍCIL                        |
| S02                     | 23                       | Home                        | FÀCIL                          |
| S04                     | 24                       | Home                        | FÀCIL                          |
| S06                     | 22                       | Dona                        | FÀCIL                          |
| S07                     | 25                       | Home                        | FÀCIL                          |
| S08                     | 20                       | Home                        | DIFÍCIL                        |
| S09                     | 22                       | Home                        | FÀCIL                          |
| S10                     | 27                       | Home                        | DIFÍCIL                        |
| S11                     | 22                       | Dona                        | FÀCIL                          |
| S13                     | 24                       | Home                        | FÀCIL                          |
| S14                     | 22                       | Home                        | DIFÍCIL                        |
| S16                     | 25                       | Home                        | FÀCIL                          |
| S17                     | 22                       | Home                        | DIFÍCIL                        |
| S18                     | 21                       | Home                        | DIFÍCIL                        |
| S20                     | 22                       | Home                        | DIFÍCIL                        |
| S21                     | 25                       | Home                        | DIFÍCIL                        |
| S22                     | 25                       | Dona                        | FÀCIL                          |
| S23                     | 22                       | Home                        | FÀCIL                          |
| S24                     | 33                       | Dona                        | FÀCIL                          |
| S25                     | 27                       | Dona                        | FÀCIL                          |
| S26                     | 20                       | Home                        | FÀCIL                          |
| S28                     | 25                       | Home                        | DIFÍCIL                        |
| S29                     | 22                       | Dona                        | FÀCIL                          |
| S30                     | 27                       | Home                        | DIFÍCIL                        |
| S32                     | 22                       | Home                        | DIFÍCIL                        |
| S33                     | 22                       | Home                        | FÀCIL                          |
| <b>N = 27 subjectes</b> | <b>23.63 ± 2.75 anys</b> | <b>21 homes<br/>6 dones</b> | <b>16 fàcil<br/>11 difícil</b> |

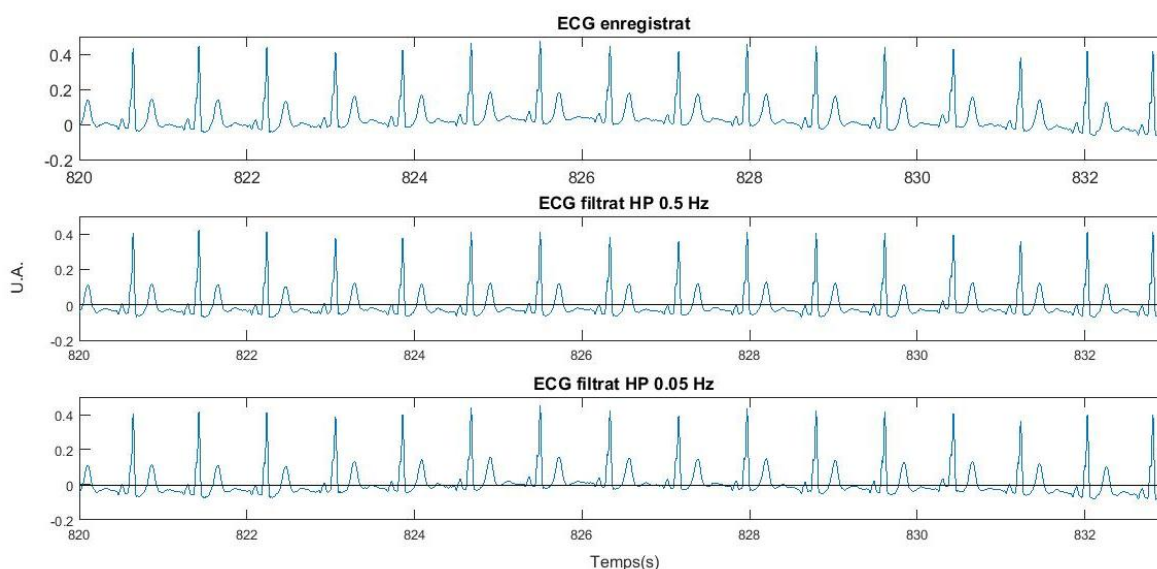
Taula 2.1. Característiques dels subjectes utilitzats en l'estudi.

## 2.2. Pre-processament

Els senyals de la base de dades requereixen un filtratge per tal d'eliminar possibles artefactes o soroll causat per altres senyals elèctrics provinents del propi cos o d'aparells externs.

El filtre utilitzat en el pre-processat és un Butterworth d'ordre 4. Aquest tipus de filtre presenta una resposta en fase lineal a la banda de pas i a partir de la freqüència de tall la seva amplitud disminueix -24 dB per octava [17]. Els dos senyals es filtren amb diferents freqüències de tall per tal de deixar únicament les bandes de pas corresponents a cadascun.

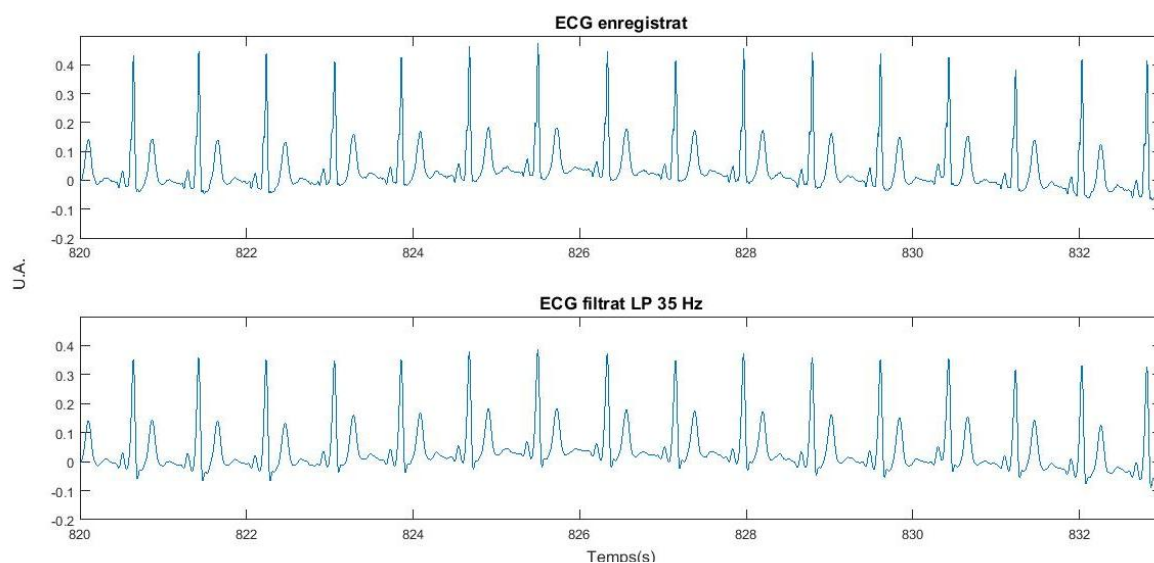
En el cas de l'electrocardiograma, el ritme cardíac no baixa de 30 pulsacions/min (0.5 pulsacions/s). Per tant, es filtra el senyal amb un filtre passa alt amb freqüència de tall de 0.5 Hz i d'aquesta manera s'elimina la deriva de base de la línia. No obstant, s'han estudiat dos valors per escollir la freqüència de tall (0.05 Hz i 0.5 Hz) tal i com es pot veure a la Figura 2.5.



**Figura 2.5.** ECG d'un dels subjectes filtrat amb els filtres passa alt a 0.5 Hz i 0.05 Hz.

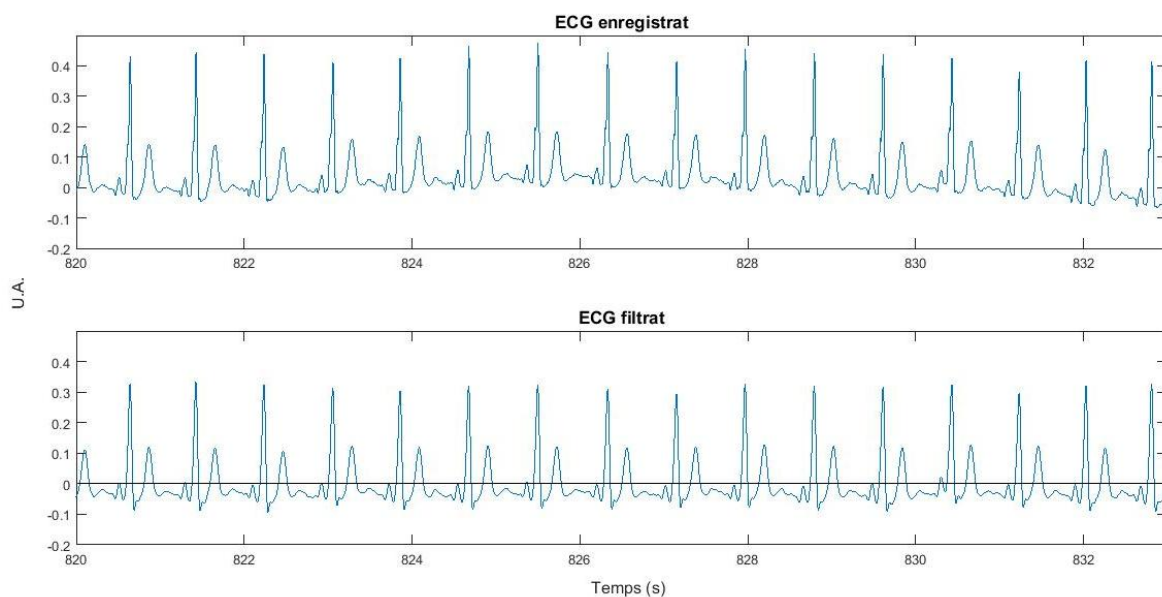
A partir de l'anterior imatge, es pot apreciar que amb el filtre de 0.05 Hz encara hi ha present una certa deriva de base i, per tant, és preferible utilitzar el filtre més restrictiu de 0.5 Hz.

Aquest senyal també s'ha de filtrar amb un filtre passa baix per tal d'eliminar les possibles interferències de la xarxa elèctrica (50 Hz) i d'altres senyals d'alta freqüència provinents del cos. La freqüència de tall escollida és 35 Hz ja que amb una freqüència superior apareixien artefactes. El resultat es pot apreciar a la Figura 2.6.



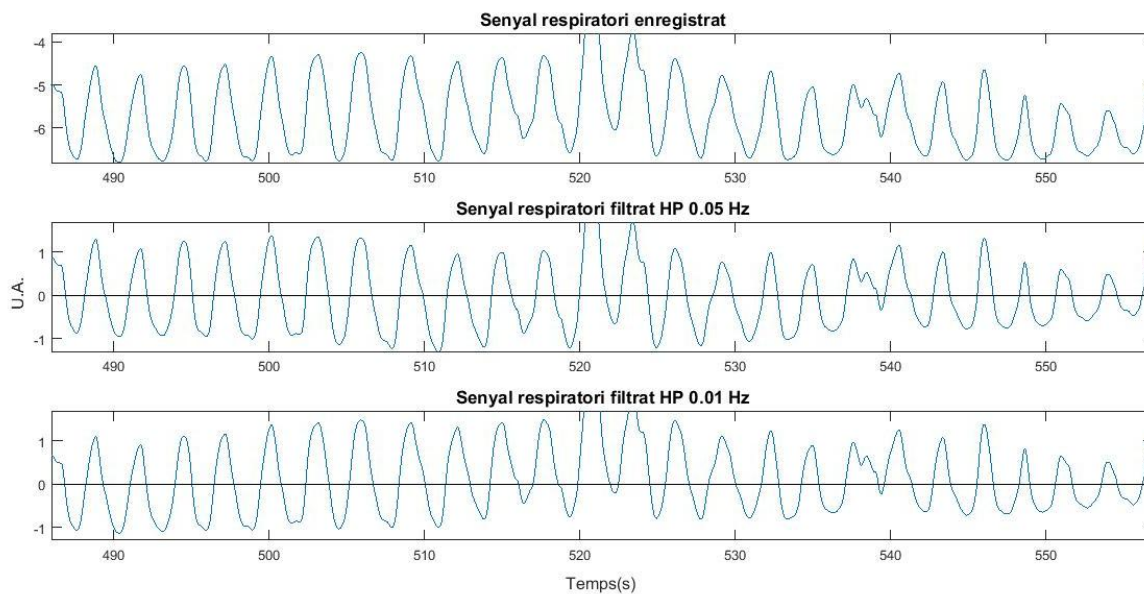
**Figura 2.6.** ECG d'un dels subjectes filtrat amb el filtre passa baix a 35 Hz.

Amb l'ús d'aquests dos filtres es pot veure millor la forma del ECG remarcant els seus pics i eliminant les interferències (Figura 2.7).



**Figura 2.7.** ECG d'un dels subjectes filtrat amb el filtre passa alt a 0.5 Hz i el passa baix a 35 Hz.

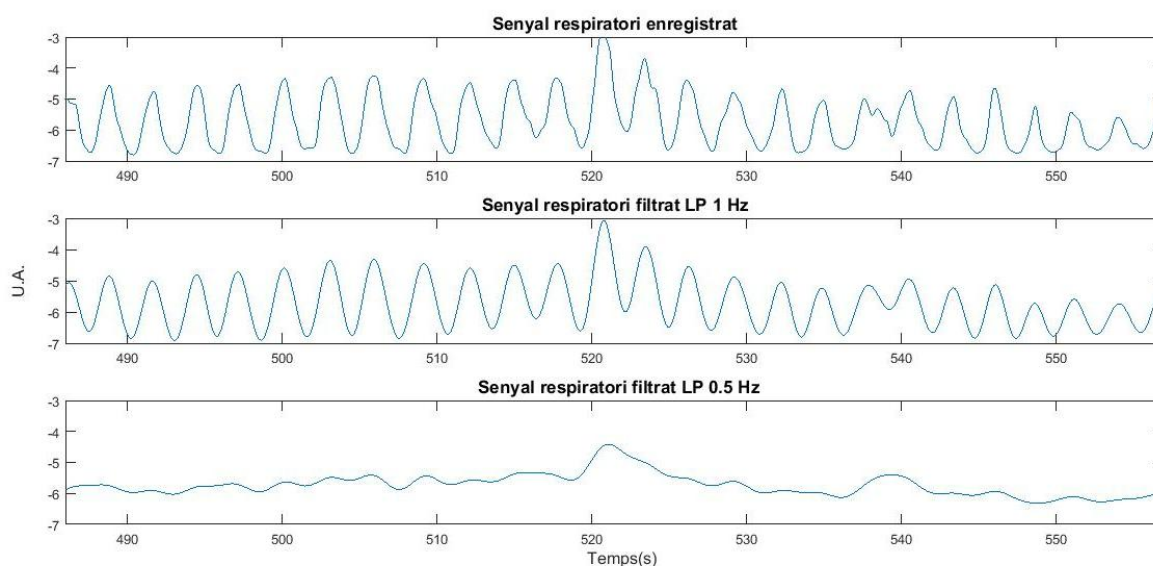
Pel que fa el senyal respiratori, també presenta deriva de base i per eliminar-la se li aplica un filtre passa alt. S'han provat dos valors per la freqüència de tall (0.01 Hz i 0.05 Hz) tal i com es pot veure a la Figura 2.8.



**Figura 2.8.** El senyal respiratori d'un dels subjectes filtrat amb els filtres passa alt a 0.05 Hz i 0.01 Hz.

S'ha vist que amb la freqüència de tall de 0.01 Hz el senyal encara presentava oscil·lacions no desitjades així que era preferible escollir 0.05 Hz.

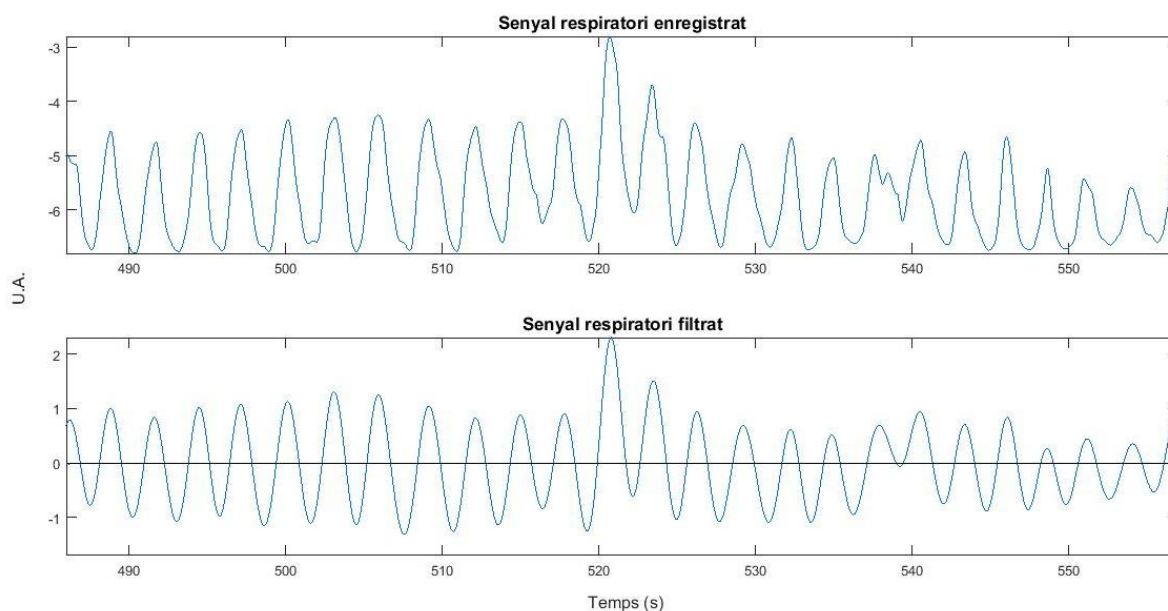
Aquest senyal també es filtra amb un passa baix a per tal d'eliminar senyals provinents d'altres activitats elèctriques i les interferències. Per triar la freqüència correctament, s'ha provat amb 0.5 Hz i 1 Hz (Figura 2.9).



**Figura 2.9.** El senyal respiratori d'un dels subjectes filtrat amb els filtres passa baix a 1 Hz i 0.5 Hz.

Com es pot apreciar en la Figura 2.9, el filtre amb freqüència de tall de 0.5 Hz distorsionaria massa el senyal i, per tant, s'ha escollit 1 Hz.

Finalment, s'ha filtrat el senyal amb ambdós filtres (passa alt i passa baix) i el resultat definitiu és el següent:



**Figura 2.10.** El senyal respiratori d'un dels subjectes filtrat amb el filtre passa alt a 0.05 Hz i el passa baix a 1 Hz.

## 2.3. Processament

### 2.3.1. Extracció pics R

Un cop obtinguts els senyals sense perturbacions, un dels passos previs a estimar la sincronització de fase és detectar els instants en què es produeixen els pics R de l'ECG. Això és necessari ja que permetrà veure cada quan es produeixen els cicles cardíacs dins cada cicle respiratori. També podria servir la detecció d'un altre pic característic com el pic S, ja que aquest és repeteix en tots els batecs.

S'han estudiat dos algorismes diferents per la detecció i s'ha escollit el que funcionava millor:

#### OPCIÓ 1: Algorisme Pan & Tompkins

Pan i Tompkins (1985) proposen un algorisme de detecció del complex QRS basat en l'anàlisi del pendent, l'amplitud i l'amplada dels complexos. L'algorisme involucra una sèrie de filtres i operadors

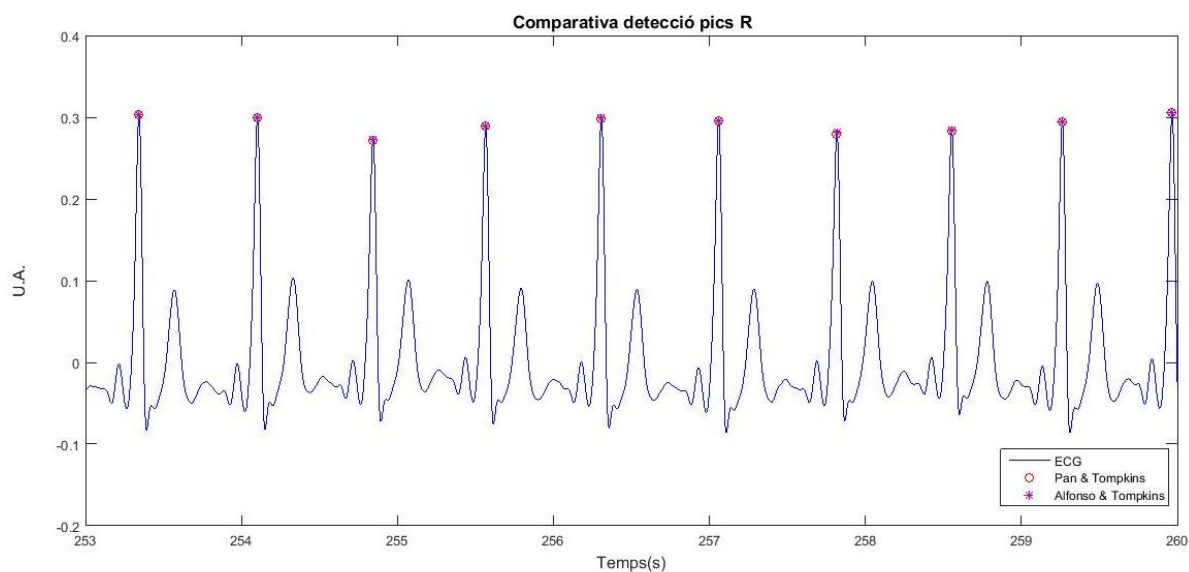
de tipus passa banda, passa baix, passa alt, derivador, funció quadràtica, integrador, llindars adaptatius i procediments de cerca [18]. Per a implementar-lo s'ha utilitzat la rutina disponible a [19].

### OPCIÓ 2: Algorisme Alfonso & Tompkins

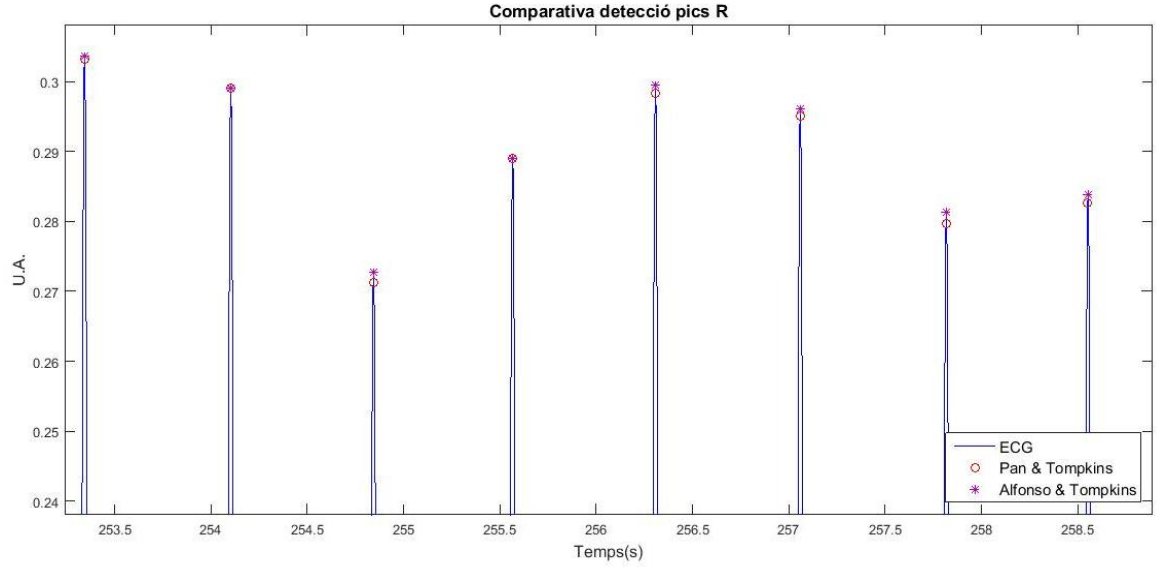
Aquest algorisme es crea a partir d'un article de Tompkins més recent (1999) que realitza passos similars a l'anterior, però amb uns llindars i criteris de cerca diferents i utilitzant un banc de filtres [20]. Per a implementar-lo s'ha utilitzat la rutina disponible a [21].

A la Figura 2.11 es pot veure que la detecció dels dos algorismes sembla aproximadament igual. No obstant, si s'amplia la zona dels pics R com a la Figura 2.12, s'aprecia que l'algorisme Pan-Tompkins no detecta el pic correctament ja que no coincideix amb el valor més elevat en voltatge del batec (pic R).

Per tant, s'ha utilitzat l'algorisme Alfonso & Tompkins per detectar els instants de temps en que succeïen els pics R.



**Figura 2.11.** Detecció dels pics R amb l'algorisme de Pan & Tompkins i el de Alfonso & Tompkins.



**Figura 2.12.** Ampliació dels pics R de la Figura 2.11..

### 2.3.2. Detecció fase respiració

Un cop ja es tenen els instants dels pics R, per poder calcular la CRPS és necessari conèixer el valor de la fase de la respiració en aquests punts.

En primer lloc, per tal d'estimar la fase a partir del senyal respiratori, s'utilitza una funció donada pel programa MATLAB que calcula la Transformada de Hilbert i que dóna com a resultat la part real i la complexa del senyal en qüestió.

La Transformada de Hilbert és una forma d'obtenir la part complexa del senyal (fase) ja que s'obté a partir de la convolució del senyal d'entrada i de la funció  $1/(\pi t)$  [22]. La fase respiratòria  $\phi_r(t_k)$  es pot definir com a [12]:

$$\phi_r(t) = \arg[r(t) + jH\{r(t)\}] \quad (\text{Eq. 2.1.})$$

On  $r(t)$  correspon al senyal respiratori filtrat i  $H\{\cdot\}$  es la transformada de Hilbert:

$$H\{r(t)\} = \frac{1}{\pi} p.v. \int_{-\infty}^{\infty} \frac{r(\tau)}{t-\tau} d\tau \quad (\text{Eq. 2.2.})$$

Un cop s'obté la fase, s'ha d'interpol·lar aquesta (Eq. 2.3) per trobar el seu valor en els instants dels pics R ( $t_k$ ) ja que l'ECG i la respiració no estan presos amb la mateixa freqüència de mostreig. La Figura 2.13 mostra la fase original ( $\phi_r(t)$ ) i la fase en els instants  $t_k$  ( $\phi_r(t_k)$ ) d'un dels subjectes entre els segons 600 i 700, seguint la fórmula d'interpolació següent:

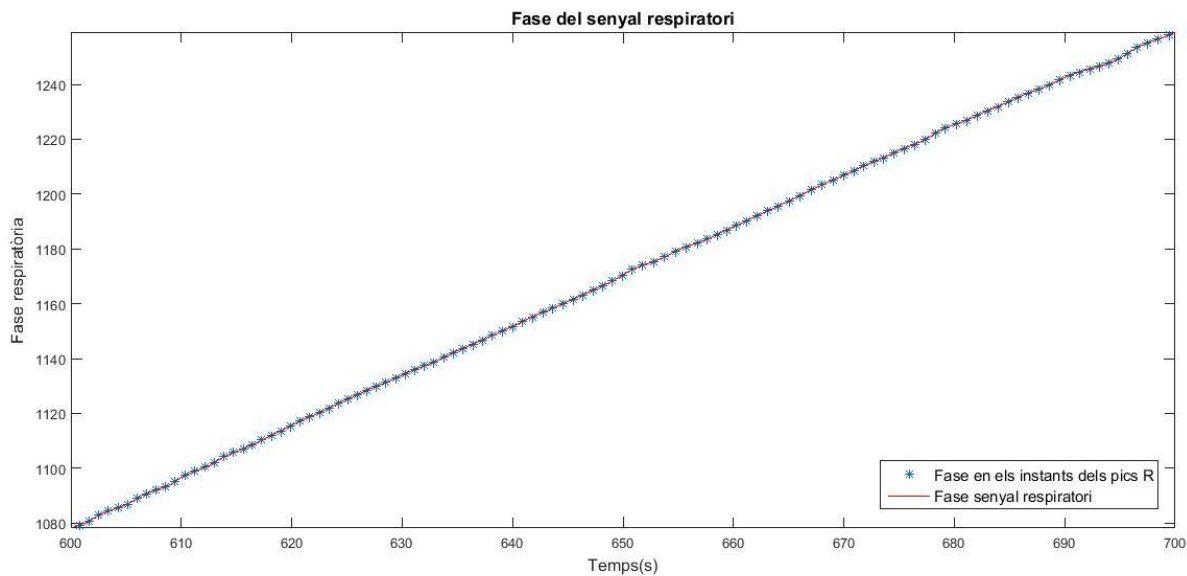


$$\phi_r(t_k) = \phi_r(t_1) + m(t_k - t_1), \quad (\text{Eq. 2.3.})$$

on  $\phi_r(t_k)$  correspon a la fase en l'instant del pic R,  $\phi_r(t_1)$  és la fase enregistrada en l'instant immediatament anterior al pic R i  $m$  s'obté de l'equació 2.4.

$$m = \frac{\phi_r(t_2) - \phi_r(t_1)}{t_2 - t_1}, \quad (\text{Eq. 2.4.})$$

essent  $\phi_r(t_2)$  la fase en l'instant immediatament posterior al pic R.



**Figura 2.13.** Fase del senyal respiratori i interpolació d'aquesta en els instants R.

### 2.3.3. Estimació de la sincronització de fase

Existeixen diversos mètodes per estimar la sincronització de fase. Alguns d'aquests sols donen com a informació resultant si hi ha o no sincronització i els intervals en què aquesta succeeix. En canvi, d'altres busquen extreure un valor continu per tal d'establir el grau de sincronització i poder veure la seva evolució al llarg del temps [23]. En aquest treball s'implementa un dels mètodes més detallats que dona com a resultat un valor continu de sincronització entre 0 i 1.

Un cop obtingut el valor de la fase, es segueixen la metodologia i les fórmules proposades per Wu & Lo [15]. Primerament, es calcula la fase relativa normalitzada (Normalized relative phase) i es representa el sincrograma, i a continuació es quantifica la sincronització.



### 2.3.3.1. Sincrograma

El primer pas per calcular la CRPS és trobar la fase relativa normalitzada. Aquesta variable es defineix com la posició de la fase en cert instant de temps respecte la posició del cicle respiratori en que es troba, és a dir, considerant que cada cicle equival a  $2\pi$ , en quina posició del cercle es trobaria en el temps. No obstant, per expressar el resultat en tant per u, es divideix el resultat entre  $2\pi$ . La fórmula utilitzada pot veure's a la equació 2.5.

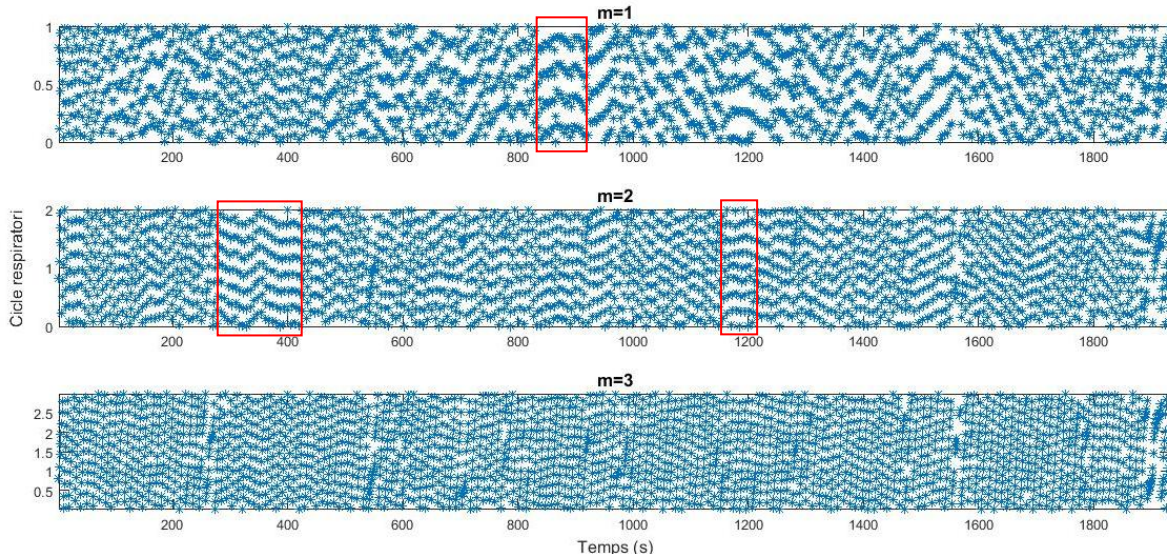
$$\psi_m(t_k) = \frac{1}{2\pi} [\phi_r(t_k) \bmod(2\pi m)], \quad (\text{Eq.2.5})$$

on  $\phi_r(\cdot)$  és la fase instantània de la respiració calculada utilitzant la Transformada de Hilbert i  $t_k$  és el temps del batec k-èssim determinat per la detecció dels pics R. El ' $\bmod(2\pi m)$ ' s'utilitza per ubicar la fase dins l'interval  $[0, 2\pi m)$  i la  $m$  equival al número de cicles respiratoris inclosos en cada període de càlcul.

Si es representa la fase relativa normalitzada respecte el temps s'obté el **sincrograma**. En aquest es poden observar línies horitzontals aproximadament paral·leles que indiquen possibles zones de sincronització de tal manera que si, per exemple, s'observen 9 línies ( $n=9$ ) en una zona del sincrograma  $m=2$ , serà una possible zona de sincronització 9:2 ( $n:m$ ).

Com es pot veure a la Figura 2.14, en certes zones es poden distingir les línies horitzontals comentades anteriorment. Es podria dir que en el tram 270s – 424s hi ha possible sincronització 7:2, en el tram 840s – 920s hi ha del tipus 4:1 i en el tram 1170s – 1208s del tipus 9:2.

No obstant, el sincrograma no és suficient per assegurar que hi ha sincronització i el tipus, aquesta s'ha de quantificar.



**Figura 2.14.** Sincrograma d'un dels subjectes per a  $m=1$ ,  $m=2$  i  $m=3$ .

### 2.3.3.2. Quantificació de la sincronització

A continuació del sincrograma, s'aplica l'equació 2.6 que transforma les  $n$  línies horitzontals obtingudes anteriorment, en una única.

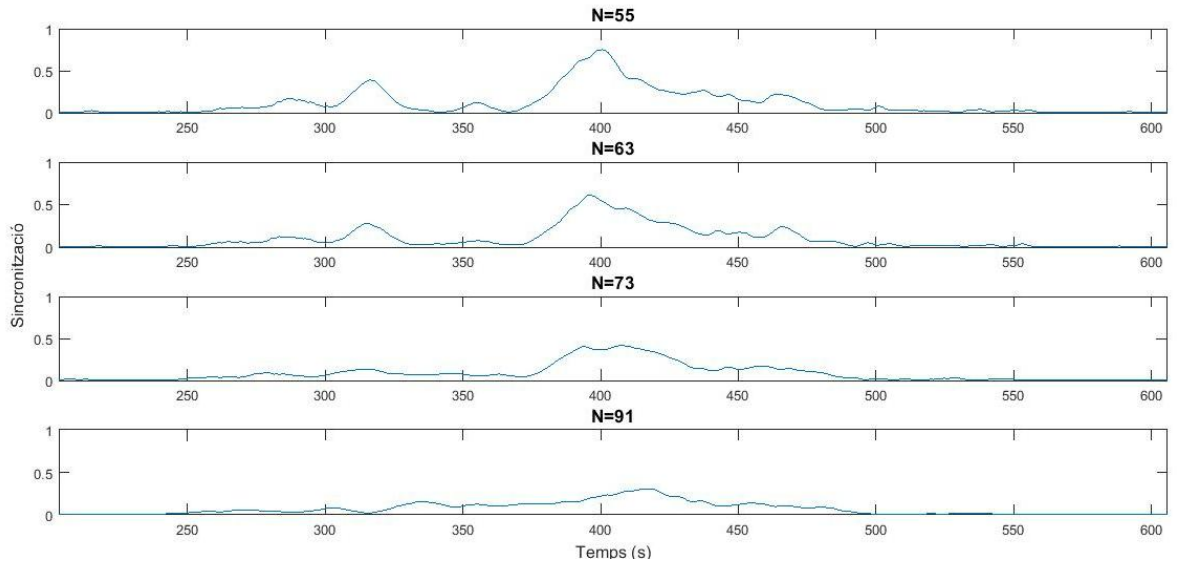
$$\Psi_{n,m}(t_k) = \frac{2\pi}{m} \{[\psi(t_k) \cdot n] \bmod m\} \quad (\text{Eq. 2.6.})$$

El grau de sincronització  $n:m$  ( $\gamma_{n,m}$ ) s'avalua a partir de mesurar la invariància de  $\Psi_{n,m}(t_k)$ . És a dir, seguint l'equació 2.7, es realitza el promig del sinus i cosinus de  $\Psi_{n,m}(t_k)$  en una finestra de  $N$  mostres i s'eleva aquest al quadrat. D'aquesta manera s'obtenen valors de  $\gamma_{n,m}$  entre 0 i 1 que quantifiquen el grau de sincronització, essent 0 sincronització nul·la i 1 sincronització completa. Com més iguals siguin els valors de fase durant un període, el valor serà més proper a 1.

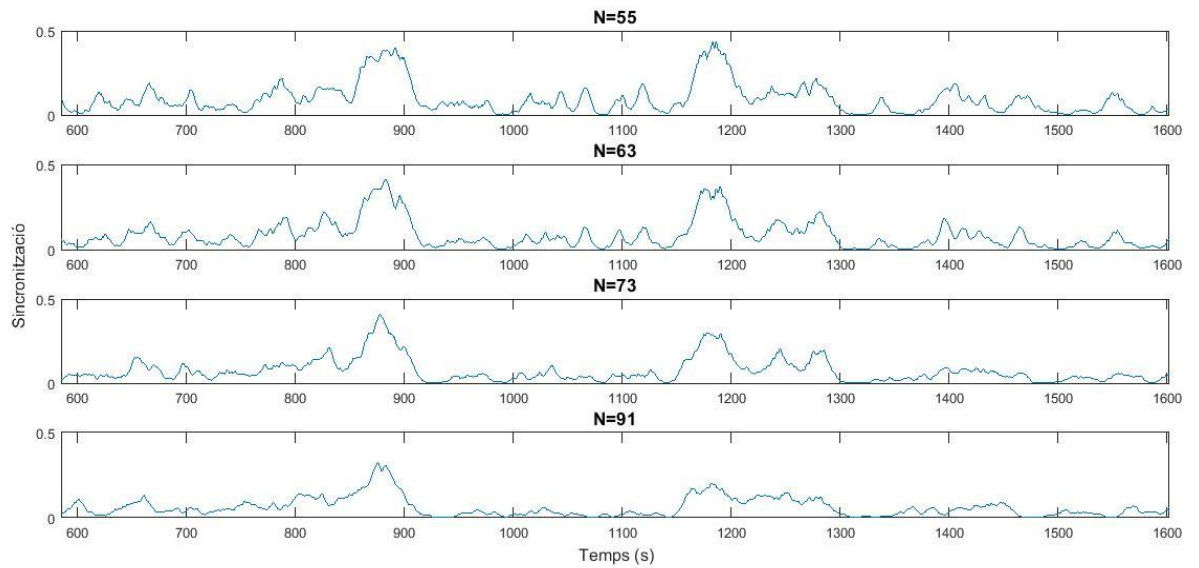
$$\gamma_{n,m} = \left\{ \frac{1}{N} \sum_k \cos[\Psi_{n,m}(t_k)] \right\}^2 + \left\{ \frac{1}{N} \sum_k \sin[\Psi_{n,m}(t_k)] \right\}^2, \quad (\text{Eq. 2.7.})$$

on  $N$  representa el número de batecs que succeeixen en la llargada de la finestra.

Per escollir la  $N$ , s'han estudiat varis valors i el més òptim ha estat  $N=73$ . A les figures 2.15 i 2.16 es poden veure varies proves amb altres valors de  $N$  i trams de temps. Observant simultàniament el sincrograma, s'ha escollit aquest valor perquè els altres atenuaven massa la zona on hi havia sincronització o apareixien pics inexistents. També es pot observar que com més s'augmenta la  $N$ , menys pics succeeixen i a la vegada la sincronització aparentment disminueix.



**Figura 2.15.** Valors de sincronització provinents de la ràtio 7:2 per a diferents N d'un dels subjectes.

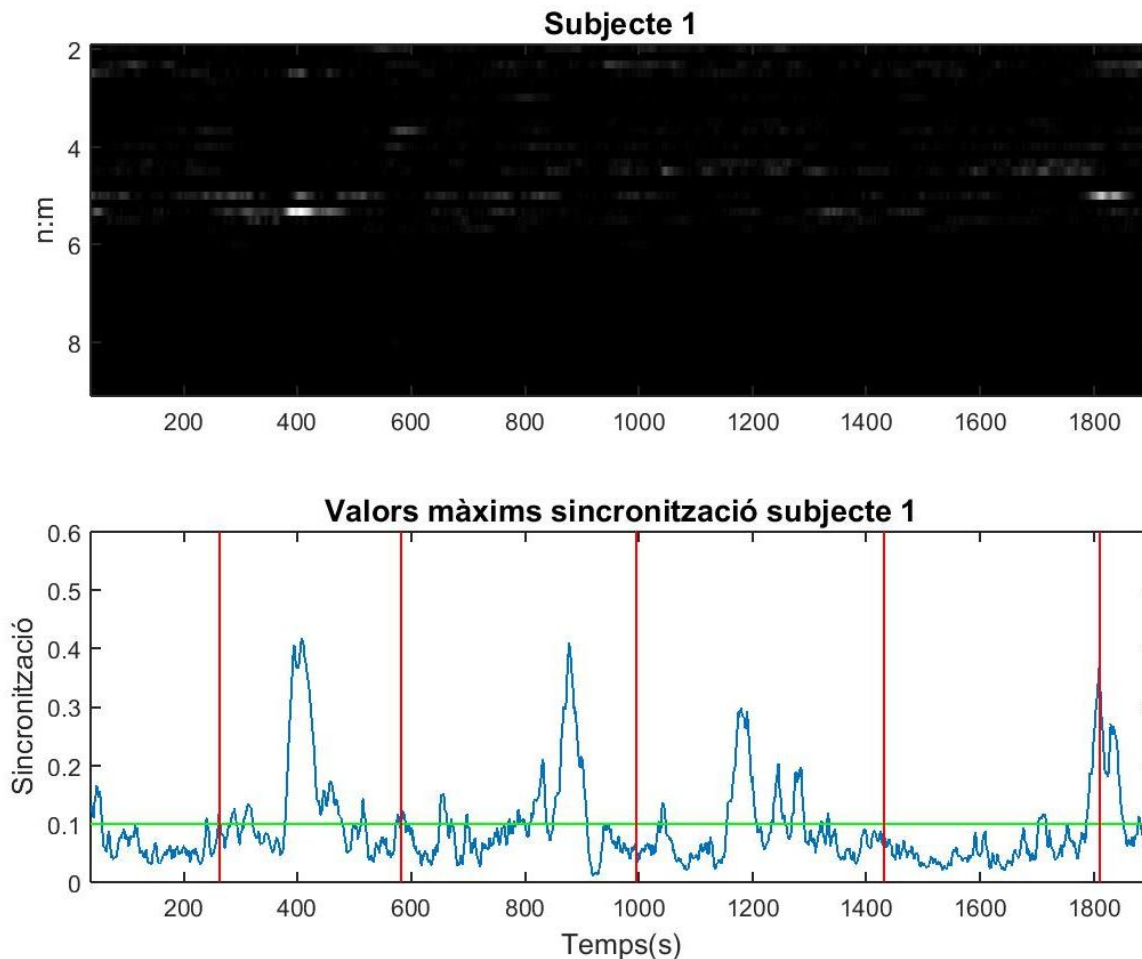


**Figura 2.16.** Valors de sincronització provinents de la ràtio 4:1 per a diferents N d'un dels subjectes.

Seguidament es busca a través de l'equació 2.8 el valor màxim de sincronització en cada instant de temps  $\gamma_{max}(t_k)$  i, juntament amb els valors obtinguts de l'equació 2.7, s'obté la Figura 2.17.

$$\gamma_{max}(t_k) = \max_{n,m} \{\gamma_{n,m}(t_k)\} \quad (\text{Eq. 2.8.})$$

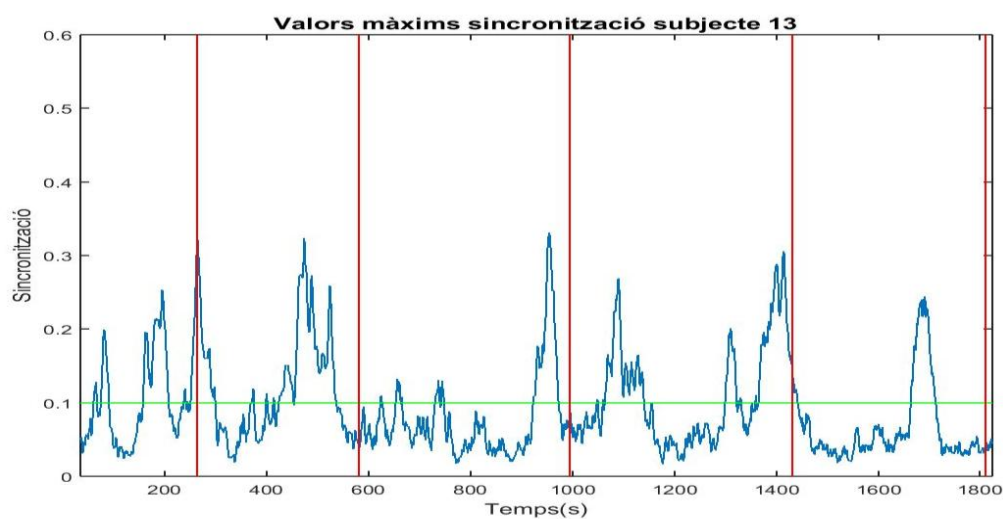
La primera imatge de la Figura 2.17 correspon a tots els valors de sincronització per a cada  $n:m$ , essent el color blanc el major valor de sincronització present en el subjecte i el color negre el menor. La segona imatge d'aquesta figura és el valor màxim de sincronització per a cada instant de temps.



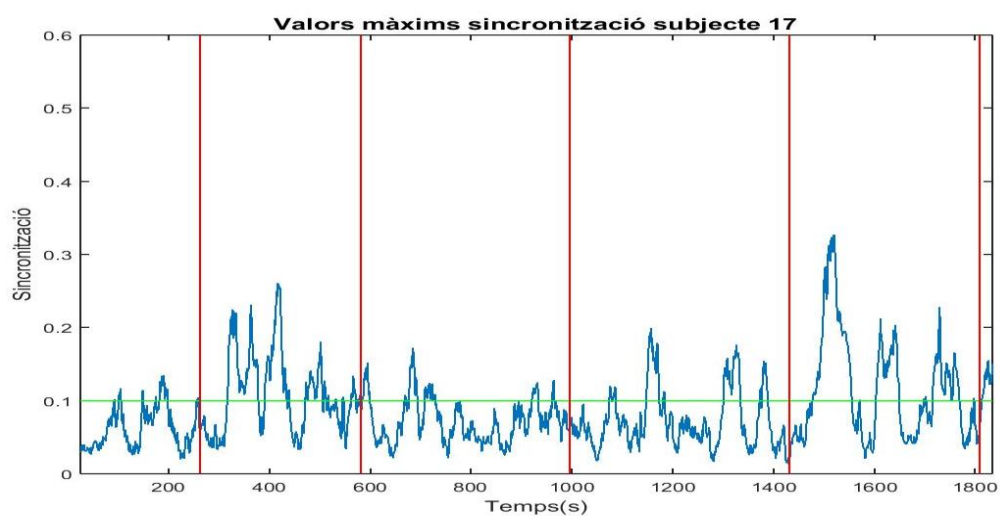
**Figura 2.17.** Grau de sincronització per al subjecte 1. La gràfica superior mostra com varien els graus de sincronització  $\gamma_{n,m}(t_k)$  al llarg del temps per a totes les possibles parelles  $(n,m)$ . El color blanc mostra el valor més gran i el negre el més petit. La gràfica inferior mostra com varia el grau de sincronització  $\gamma_{max}(t_k)$  al llarg del temps. Per a cada valor de temps  $t_k$ , el valor  $\gamma_{max}(t_k)$  correspon al valor màxim de  $\gamma_{n,m}(t_k)$  de totes les possibles parelles  $(n,m)$ .

Un cop finalitzat l'algorisme i obtinguts els valors de sincronització per a cada tipus  $m:n$ , s'escull un valor llindar a partir del qual es considera sincronització i així seguir amb els càlculs dels resultats quantitatius. Observant els valors màxim de sincronització de cada subjecte, s'estableix el llindar a 0.1. El criteri d'elecció és buscar un llindar que deixi fora els pics espuris retenint els intervals llargs de sincronització que s'observen com a ratlles horitzontals en el sincrograma. A les figures 2.18 i 2.19 es pot apreciar els valors màxims de sincronització i l'elecció del llindar. Per altra banda, seguint la

metodologia, es considera sincronització si els valors estan per sobre el llindar establert durant 10 s [15].



**Figura 2.18.** Sincronització màxima i elecció del llindar per al subjecte 13.



**Figura 2.19.** Sincronització màxima i elecció del llindar per al subjecte 17.

#### 2.3.4. Característiques de la sincronització

Seguidament, a partir dels valors de sincronització, es defineixen tres paràmetres que permetran caracteritzar la CRPS de forma quantitativa i realitzar un estudi estadístic. Tots aquests paràmetres es calculen per a cada estímul i per a cada subjecte.

El primer paràmetre és el percentatge de sincronització, és a dir, el temps en que la sincronització és major al llindar establert 0.1 (durant un mínim de 10 s) respecte el temps d'enregistrament total, i es pot definir com:

$$\% \text{ Sincronització} = \frac{\sum_{i=1}^N T_i}{T} \cdot 100, \quad (\text{Eq. 2.9.})$$

on  $T_i$  correspon a la durada de cada tram on hi ha sincronització i  $T$  és el temps total.

El segon paràmetre és la durada mitjana de la sincronització, definida com:

$$\text{AvgDur} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N T_i, \quad (\text{Eq. 2.10.})$$

on  $N$  correspon al número de períodes amb sincronització dins el tram d'estímul determinat.

L'últim paràmetre escollit mesura la variabilitat de la sincronització dins de cada tram, i ve donat per la desviació estàndard de les mostres en cada tram d'estímul. Per a calcular-la s'utilitza l'equació 2.11.

$$\text{Variabilitat} = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N |T_i - \text{AvgDur}|^2} \quad (\text{Eq. 2.11.})$$

L'anàlisi estadística es realitzarà per als tres paràmetres per separat i calculant-los per a cada tipus d'estímul rebut per tal de poder-los comparar.

## 2.4. Mètodes estadístics

Un cop s'han extret els paràmetres a estudiar de la sincronització, es duu a terme l'anàlisi estadística d'aquests mitjançant proves no paramètriques.

La branca no paramètrica de l'estadística estudia models en els quals la seva distribució subjacent no s'ajusta a als anomenats "criteris paramètrics". Això vol dir que la seva distribució no pot definir-se *a priori* ja que són les dades observades les que la determinen, assumint que potser aquestes no s'ajusten a un model de distribució conegut.

Els tests utilitzats en aquesta anàlisi són els següents:

### Test de Wilcoxon

Aquest test compara el rang mitjà de dues mostres aparellades per determinar si existeixen diferències entre elles [24]. Per implementar-lo s'usa una rutina disponible a MATLAB.

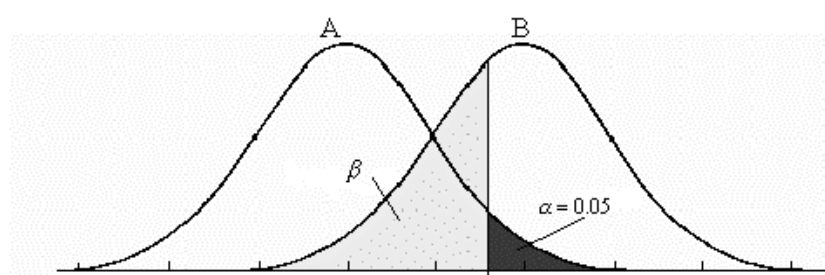
En l'estudi present, s'utilitza per comparar un dels paràmetres extrets en un tram d'estímul de cada subjecte respecte el mateix paràmetre en un altre tram d'estímul. D'aquesta manera es pot saber si hi ha diferències significatives entre els trams (T1-T2, T1-T3, T1-T4, T1-T5, T2-T3, T2-T4, T2-T5, T3-T4, T3-T5, T4-T5).

### Test de Mann Whitney

És un test similar a l'anterior però amb dues mostres independents [2]. És a dir, dins d'aquest estudi, permetrà comparar mostres de grups diferents dins d'un mateix tram d'estímul. Per implementar-lo s'usa la rutina disponible a [25].

En l'estudi present, s'utilitza per comparar dins de cada tram els diferents sexes (femení-masculí) i del tram on s'enregistren els subjectes jugant, les diferències entre el joc fàcil i difícil.

Els resultats dels tests se solen interpretar amb un interval de confiança del 95% . Per tant, les mostres analitzades es poden considerar significativament diferents si la  $p$  resultant és inferior a 0.05. Com es pot veure a la Figura 2.20, hi ha dues distribucions de valors diferents (A i B) que s'estan comparant i les quals coincideixen en una zona, però obtenint una  $p$  (o  $\alpha$ ) inferior a 0.05. Per tant, les distribucions es considera que són significativament diferents.



**Figura 2.20.** Distribució estadística de dos grups de mostres (A i B) amb una  $\alpha < 0,05$  [26].





### 3. Resultats i discussió

En aquest apartat es presentaran els resultats obtinguts de l'estudi i s'analitzaran per tal d'extreure'n conclusions.

#### 3.1. Resultats gràfics

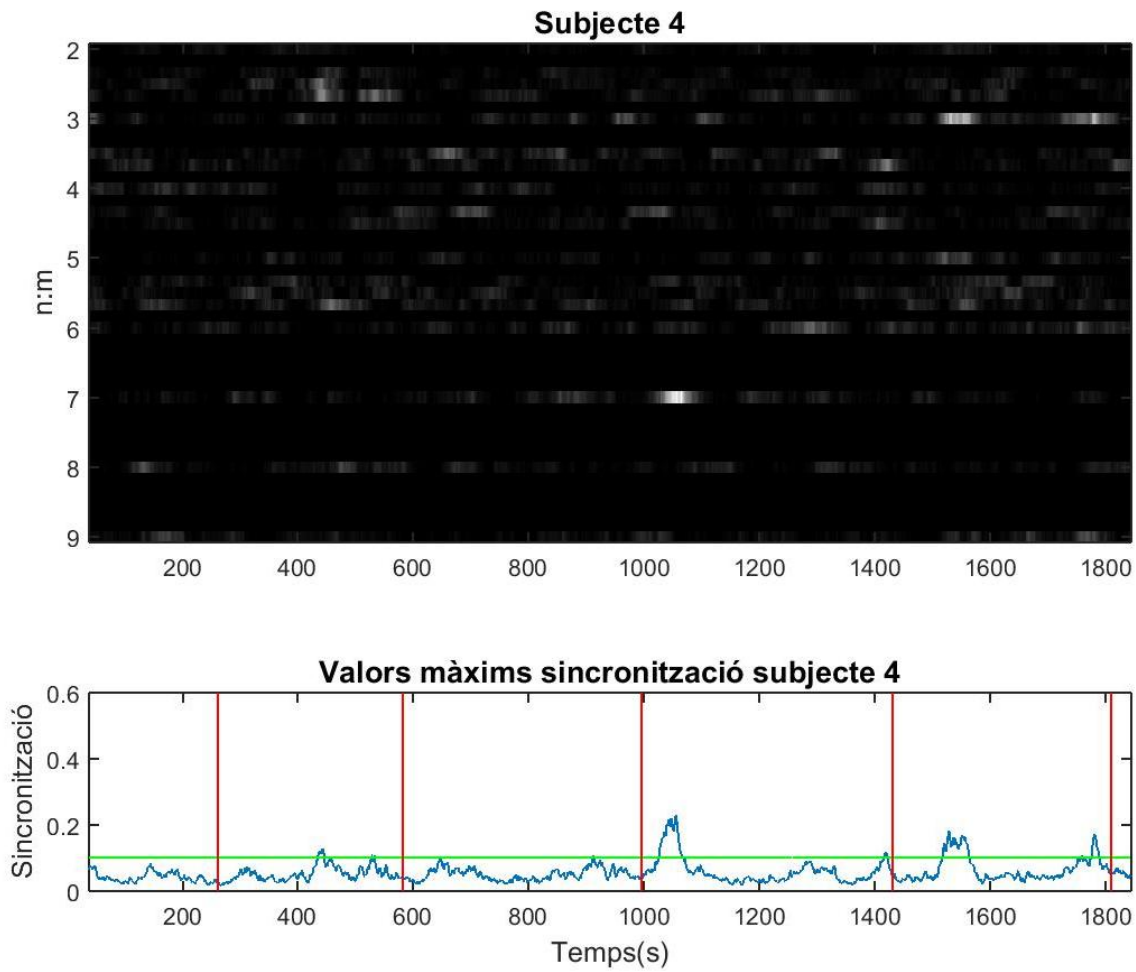
En primer lloc, s'analitzen les gràfiques obtingudes de l'estimació de la sincronització. En aquest apartat es mostra un extracte dels resultats obtinguts d'alguns subjectes representatius, la resta de gràfics de tot el conjunt de subjectes es poden consultar a l'Annex A.

Després d'observar les gràfiques dels 27 subjectes, podem concloure que no presenten patrons comuns que les relacionin ja que hi ha una alta variabilitat en els resultats, tant dins de cada subjecte com entre subjectes. Les figures 3.1, 3.2 i 3.3 en són un clar exemple ja que es pot apreciar que la sincronització no succeeix sempre en els mateixos trams d'estímul, no té el mateix grau i les n:m d'aquesta tampoc són les mateixes. Això podria ser degut, en part, a diferències en el context dels enregistraments de cada subjecte (ambient extern, moment del dia etc.), i també al fet que els estímuls poden afectar de forma diferent a cada subjecte.

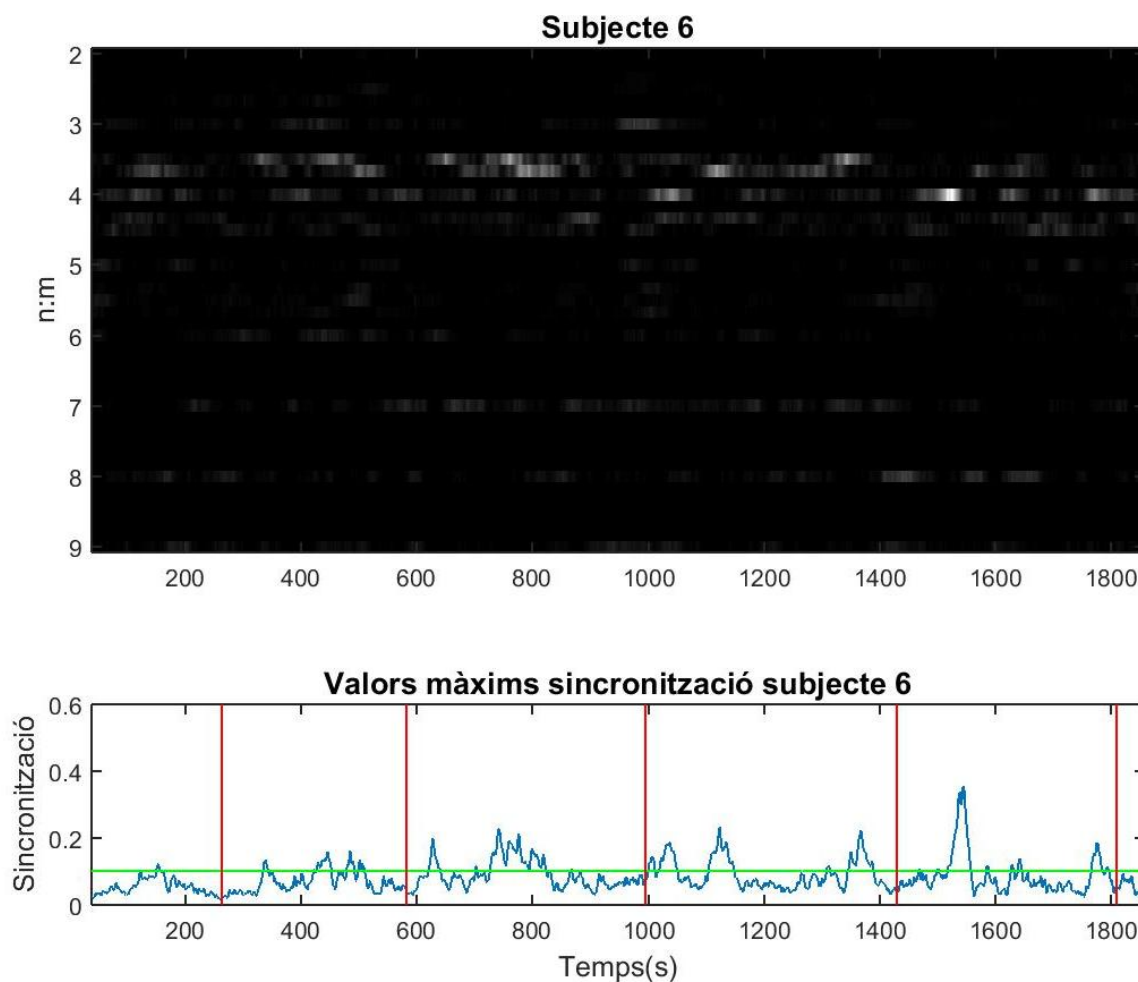
No obstant, les gràfiques extretes aporten molta més informació de la parametritzada amb els tres paràmetres definits anteriorment que podria utilitzar-se per a futures investigacions.

Per exemple, aquestes gràfiques proporcionen el grau de sincronització entre 0 i 1 al llarg de l'enregistrament i, com es pot comparar entre la Figura 3.1 i la 3.3, hi ha subjectes que tenen un grau elevat (per sobre de 0.4) i d'altres que no arriba a 0.25. Es podria analitzar el per què dels canvis en el grau de sincronització i buscar els possibles factors que ho causen.

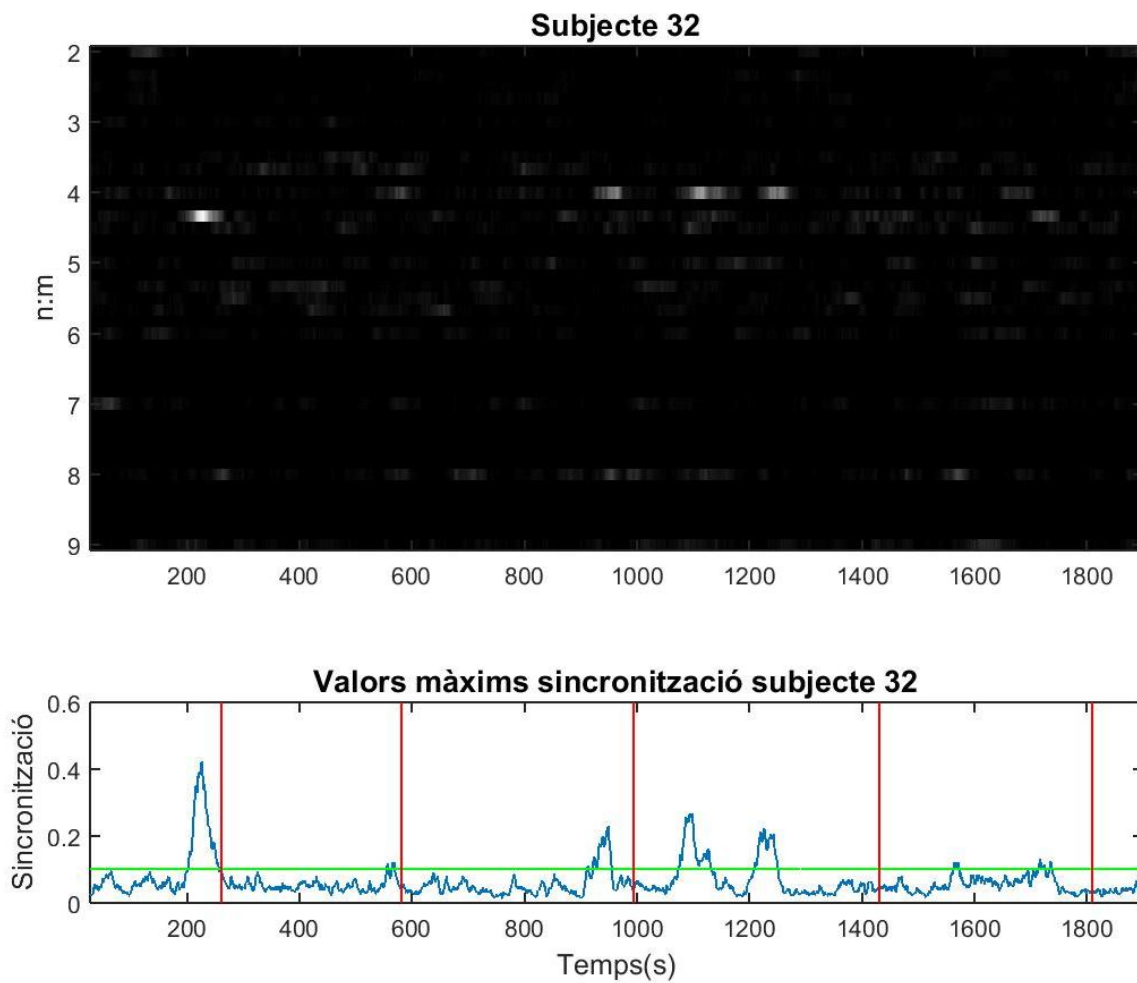
Una altra informació important que ens dona la part superior de les figures és de quina ràtio n:m prové majoritàriament la sincronització. En el cas de la Figura 3.1, la sincronització del tram 2 prové d'una ràtio 8:3, la del tram 4 prové d'una ràtio 7:1 i la del tram 5 prové de la ràtio 3:1. Pel que fa la Figura 3.2, la sincronització prové en general de les ràtios 7:2, 11:3 i 4:1. Per últim, la Figura 3.3 presenta en el primer tram un pic clar provinent de la ràtio 13:3 i en els altres trams una ràtio 4:1. Aquestes ràtios estan directament relacionades amb la relació entre freqüència cardíaca i la freqüència respiratòria de cada individu, i aquesta relació és un altre possible factor a investigar.



**Figura 3.1.** Grau de sincronització per al subjecte 4. La gràfica superior mostra com varien els graus de sincronització  $\gamma_{n,m}(t_k)$  al llarg del temps per a totes les possibles parelles  $(n,m)$ . El color blanc mostra el valor més gran i el negre el més petit. La gràfica inferior mostra com varia el grau de sincronització  $\gamma_{max}(t_k)$  al llarg del temps. Per a cada valor de temps  $t_k$ , el valor  $\gamma_{max}(t_k)$  correspon al valor màxim de  $\gamma_{n,m}(t_k)$  de totes les possibles parelles  $(n,m)$ .



**Figura 3.2.** Grau de sincronització per al subjecte 6. La gràfica superior mostra com varien els graus de sincronització  $\gamma_{n,m}(t_k)$  al llarg del temps per a totes les possibles parelles (n,m). El color blanc mostra el valor més gran i el negre el més petit. La gràfica inferior mostra com varia el grau de sincronització  $\gamma_{max}(t_k)$  al llarg del temps. Per a cada valor de temps  $t_k$ , el valor  $\gamma_{max}(t_k)$  correspon al valor màxim de  $\gamma_{n,m}(t_k)$  de totes les possibles parelles (n,m).



**Figura 3.3.** Grau de sincronització per al subjecte 32. La gràfica superior mostra com varien els graus de sincronització  $\gamma_{n,m}(t_k)$  al llarg del temps per a totes les possibles parelles (n,m). El color blanc mostra el valor més gran i el negre el més petit. La gràfica inferior mostra com varia el grau de sincronització  $\gamma_{max}(t_k)$  al llarg del temps. Per a cada valor de temps  $t_k$ , el valor  $\gamma_{max}(t_k)$  correspon al valor màxim de  $\gamma_{n,m}(t_k)$  de totes les possibles parelles (n,m).

### 3.2. Resultats quantitatius

En segon lloc, s'analitzen els resultats obtinguts de l'anàlisi estadística explicada a l'apartat 2.4.

Per fer referència els diferents trams s'utilitzen les següents sigles:

**B** - Basal

**V1** - Vídeo 1 (comèdia)

**L** - Lectura

**J** - Joc

**V2** - Vídeo 2 (suspens)

### 3.2.1. Taules de resultats

Seguidament s'adjunten les taules (Taula 3.1, Taula 3.2 i Taula 3.3) amb els resultats obtinguts dels tres paràmetres extrets de la gràfica  $\gamma_{max}(t_k)$  per realitzar posteriorment els tests estadístics.

#### % Sincronització

A la Taula 3.1 es pot observar que el tram amb un % de sincronització més elevat és el joc. Per contra, el tram basal és el que té una mitjana inferior. També s'aprecia en tots els trams una elevada variabilitat (sd), això significa que el % de sincronització entre els subjectes del tram és diferent. Els valors de la taula iguals a 0, són trams en els quals no hi ha detecció de sincronització.

| PACIENT       | B           | J             | V1          | V2           | L            |
|---------------|-------------|---------------|-------------|--------------|--------------|
| S00           | 5.46        | 9.72          | 18.52       | 5.71         | 4.35         |
| S01           | 7.40        | 39.34         | 27.71       | 22.02        | 9.26         |
| S02           | 0.00        | 22.16         | 2.84        | 15.86        | 0.00         |
| S04           | 0.00        | 0.00          | 0.00        | 9.69         | 15.51        |
| S06           | 0.00        | 15.46         | 28.00       | 30.13        | 15.46        |
| S07           | 0.00        | 12.31         | 0.00        | 0.00         | 0.00         |
| S08           | 0.00        | 21.38         | 0.00        | 0.00         | 0.00         |
| S09           | 0.00        | 13.44         | 3.93        | 0.00         | 4.66         |
| S10           | 8.77        | 0.00          | 7.74        | 10.36        | 10.51        |
| S11           | 0.00        | 0.00          | 18.38       | 0.00         | 3.50         |
| S13           | 28.96       | 45.74         | 11.83       | 37.81        | 15.69        |
| S14           | 0.00        | 5.99          | 0.00        | 0.00         | 4.46         |
| S16           | 0.00        | 11.26         | 0.00        | 0.00         | 26.03        |
| S17           | 6.51        | 43.16         | 14.55       | 16.05        | 51.37        |
| S18           | 3.90        | 0.00          | 0.00        | 0.00         | 3.65         |
| S20           | 5.92        | 0.00          | 0.00        | 11.14        | 8.49         |
| S21           | 0.00        | 0.00          | 0.00        | 16.01        | 2.80         |
| S22           | 0.00        | 34.92         | 6.24        | 0.00         | 11.32        |
| S23           | 0.00        | 13.63         | 6.68        | 2.43         | 3.04         |
| S24           | 0.00        | 3.63          | 5.39        | 0.00         | 7.81         |
| S25           | 0.00        | 0.00          | 4.07        | 4.90         | 4.37         |
| S26           | 8.72        | 11.27         | 3.87        | 22.26        | 26.06        |
| S28           | 7.10        | 15.09         | 0.00        | 15.24        | 0.00         |
| S29           | 13.18       | 15.57         | 0.00        | 0.00         | 0.00         |
| S30           | 15.66       | 8.48          | 12.18       | 0.00         | 0.00         |
| S32           | 20.60       | 0.00          | 6.17        | 23.30        | 3.01         |
| S33           | 0.00        | 0.00          | 0.00        | 7.73         | 6.03         |
| MITJANES i SD | 4.90 ± 7.38 | 12.69 ± 13.90 | 6.60 ± 8.37 | 9.28 ± 10.71 | 9.21 ± 11.42 |

**Taula 3.1.** Taula resum del % sincronització per a cada subjecte i tipus d'estímul.

### Durada mitjana (s)

A la Taula 3.2 es pot observar que les mitjanes i desviacions estàndard de la durada mitjana segueixen aproximadament el mateix patró descrit en la taula del % de sincronització.

| <i>PACIENT</i>       | <i>B</i>     | <i>J</i>      | <i>V1</i>     | <i>V2</i>     | <i>L</i>      |
|----------------------|--------------|---------------|---------------|---------------|---------------|
| <b>S00</b>           | 14.30        | 31.01         | 19.17         | 12.45         | 16.47         |
| <b>S01</b>           | 19.40        | 41.83         | 28.68         | 32.00         | 17.54         |
| <b>S02</b>           | 0.00         | 35.35         | 11.77         | 17.29         | 0.00          |
| <b>S04</b>           | 0.00         | 0.00          | 0.00          | 42.23         | 29.38         |
| <b>S06</b>           | 0.00         | 16.44         | 57.95         | 32.84         | 29.30         |
| <b>S07</b>           | 0.00         | 13.09         | 0.00          | 0.00          | 0.00          |
| <b>S08</b>           | 0.00         | 68.22         | 0.00          | 0.00          | 0.00          |
| <b>S09</b>           | 0.00         | 21.43         | 16.28         | 0.00          | 17.65         |
| <b>S10</b>           | 22.98        | 0.00          | 16.02         | 22.59         | 39.84         |
| <b>S11</b>           | 0.00         | 0.00          | 25.36         | 0.00          | 13.25         |
| <b>S13</b>           | 25.29        | 48.64         | 48.99         | 54.96         | 29.73         |
| <b>S14</b>           | 0.00         | 19.12         | 0.00          | 0.00          | 16.92         |
| <b>S16</b>           | 0.00         | 17.96         | 0.00          | 0.00          | 32.89         |
| <b>S17</b>           | 17.06        | 45.90         | 15.06         | 23.33         | 38.94         |
| <b>S18</b>           | 10.21        | 0.00          | 0.00          | 0.00          | 13.85         |
| <b>S20</b>           | 15.52        | 0.00          | 0.00          | 48.58         | 16.09         |
| <b>S21</b>           | 0.00         | 0.00          | 0.00          | 34.91         | 10.62         |
| <b>S22</b>           | 0.00         | 37.13         | 25.82         | 0.00          | 14.31         |
| <b>S23</b>           | 0.00         | 21.75         | 27.67         | 10.58         | 11.51         |
| <b>S24</b>           | 0.00         | 11.59         | 22.33         | 0.00          | 14.79         |
| <b>S25</b>           | 0.00         | 0.00          | 16.84         | 21.36         | 16.56         |
| <b>S26</b>           | 22.85        | 17.97         | 16.03         | 24.26         | 24.69         |
| <b>S28</b>           | 18.61        | 48.15         | 0.00          | 33.22         | 0.00          |
| <b>S29</b>           | 17.26        | 49.67         | 0.00          | 0.00          | 0.00          |
| <b>S30</b>           | 20.52        | 27.04         | 25.20         | 0.00          | 0.00          |
| <b>S32</b>           | 53.96        | 0.00          | 25.56         | 50.79         | 11.42         |
| <b>S33</b>           | 0.00         | 0.00          | 0.00          | 16.86         | 22.87         |
| <b>MITJANES i SD</b> | 9.55 ± 13.04 | 21.20 ± 19.97 | 14.77 ± 15.63 | 17.71 ± 18.24 | 16.24 ± 11.89 |

**Taula 3.2.** Taula resum de la durada mitjana dels trams (s) per a cada subjecte i tipus d'estímul.

**Variabilitat de la durada (s)**

A la Taula 3.3 es pot observar que la variabilitat de la durada en cada tram és major durant l'estímul del joc i menor en el tram basal, seguint els mateixos patrons que els altres paràmetres. No obstant, en aquesta taula hi ha més valors iguals a zero i això es deu a que alguns trams d'estímul no presenten sincronització i que d'altres presenten sols un tram de detecció de sincronització i, per tant, la variabilitat és nul·la.

| PACIENT  | B           | J            | V1           | V2          | L           |
|----------|-------------|--------------|--------------|-------------|-------------|
| S00      | 0.00        | 0.00         | 8.58         | 1.48        | 0.00        |
| S01      | 0.00        | 50.13        | 21.58        | 16.45       | 6.68        |
| S02      | 0.00        | 27.56        | 0.00         | 5.12        | 0.00        |
| S04      | 0.00        | 0.00         | 0.00         | 0.00        | 23.44       |
| S06      | 0.00        | 8.57         | 54.21        | 16.09       | 15.43       |
| S07      | 0.00        | 1.30         | 0.00         | 0.00        | 0.00        |
| S08      | 0.00        | 0.00         | 0.00         | 0.00        | 0.00        |
| S09      | 0.00        | 2.55         | 0.00         | 0.00        | 0.00        |
| S10      | 0.00        | 0.00         | 5.62         | 11.55       | 0.00        |
| S11      | 0.00        | 0.00         | 8.20         | 0.00        | 0.00        |
| S13      | 21.36       | 28.73        | 0.00         | 28.94       | 26.51       |
| S14      | 0.00        | 0.00         | 0.00         | 0.00        | 0.00        |
| S16      | 0.00        | 5.95         | 0.00         | 0.00        | 15.80       |
| S17      | 0.00        | 14.04        | 1.84         | 10.90       | 24.84       |
| S18      | 0.00        | 0.00         | 0.00         | 0.00        | 0.00        |
| S20      | 0.00        | 0.00         | 0.00         | 0.00        | 1.89        |
| S21      | 0.00        | 0.00         | 0.00         | 15.04       | 0.00        |
| S22      | 0.00        | 17.94        | 0.00         | 0.00        | 4.33        |
| S23      | 0.00        | 3.86         | 0.00         | 0.00        | 0.00        |
| S24      | 0.00        | 0.00         | 0.00         | 0.00        | 5.21        |
| S25      | 0.00        | 0.00         | 0.00         | 0.00        | 0.00        |
| S26      | 0.00        | 6.52         | 0.00         | 7.90        | 17.57       |
| S28      | 0.00        | 0.00         | 0.00         | 32.44       | 0.00        |
| S29      | 5.03        | 0.00         | 0.00         | 0.00        | 0.00        |
| S30      | 8.62        | 0.00         | 8.09         | 0.00        | 0.00        |
| S32      | 0.00        | 0.00         | 0.00         | 12.15       | 0.00        |
| S33      | 0.00        | 0.00         | 0.00         | 8.03        | 0.00        |
| MITJANES | 1.30 ± 4.43 | 6.19 ± 12.02 | 4.00 ± 11.12 | 6.15 ± 9.15 | 5.25 ± 8.81 |

**Taula 3.3.** Taula resum de la variabilitat de la durada dels trams (s) per a cada subjecte i tipus d'estímul.

### 3.2.2. Test de Wilcoxon

El primer test estadístic utilitzat per comparar resultats és el de Wilcoxon, on es busca la diferència entre els estímuls que rebien els subjectes per a cada paràmetre. A les següents taules (Taula 3.4, Taula 3.5 i Taula 3.6) es poden apreciar els *p-valor* resultants de la distribució estadística.

#### % Sincronització

|    | J             | V1            | V2            | L      |
|----|---------------|---------------|---------------|--------|
| B  | <b>0.0081</b> | 0.4330        | <b>0.0141</b> | 0.0919 |
| J  |               | <b>0.0284</b> | 0.2418        | 0.2391 |
| V1 |               |               | 0.2305        | 0.3458 |
| V2 |               |               |               | 0.8791 |

**Taula 3.4.** Test de Wilcoxon entre els estímuls rebuts per al paràmetre % sincronització (*p-valor*).

A la Taula 3.4, s'observa que el percentatge de sincronització és significativament inferior en el tram basal que en el tram del joc ( $4.90 \pm 7.38$  vs.  $12.69 \pm 13.90$ ,  $p=0.0081$ ). El mateix succeeix entre el tram basal i el tram del vídeo de suspens ( $4.90 \pm 7.38$  vs.  $9,28 \pm 10.71$ ,  $p=0.0141$ ), però amb menor grau.

També s'aprecien diferències estadísticament significatives entre el tram del joc i el tram del vídeo de comèdia ( $12.69 \pm 13.90$  vs.  $6.60 \pm 8.37$ ,  $p=0.0284$ ) sent el % de sincronització del primer força major.

#### Durada mitjana (s)

|    | J             | V1     | V2            | L             |
|----|---------------|--------|---------------|---------------|
| B  | <b>0.0081</b> | 0.1913 | <b>0.0218</b> | <b>0.0370</b> |
| J  |               | 0.1997 | 0.4926        | 0.5322        |
| V1 |               |        | 0.5430        | 0.6926        |
| V2 |               |        |               | 0.8552        |

**Taula 3.5.** Test de Wilcoxon entre els estímuls rebuts per al paràmetre durada mitjana (*p-valor*).

A la Taula 3.5, es pot observar que la durada mitjana és significativament inferior en el tram basal que en el tram del joc ( $9.55 \pm 13.04$  vs.  $21.20 \pm 19.97$ ,  $p=0.0081$ ). El mateix succeeix entre el tram basal i el vídeo de suspens ( $9.55 \pm 13.04$  vs.  $17.71 \pm 18.24$ ,  $p=0.0218$ ) i el tram basal i la lectura ( $9.55 \pm 13.04$  vs.  $16.24 \pm 11.89$ ,  $p=0.0370$ ), però amb menor diferència.



**Variabilitat de la durada (s)**

|           | <b>J</b>      | <b>V1</b> | <b>V2</b>     | <b>L</b>      |
|-----------|---------------|-----------|---------------|---------------|
| <b>B</b>  | <b>0.0215</b> | 0.2031    | <b>0.0040</b> | <b>0.0210</b> |
| <b>J</b>  |               | 0.3591    | 0.9058        | 0.9515        |
| <b>V1</b> |               |           | 0.2958        | 0.6257        |
| <b>V2</b> |               |           |               | 0.6874        |

**Taula 3.6.** Test de Wilcoxon entre els estímuls rebuts per al paràmetre variabilitat de la durada (*p-valor*).

A la Taula 3.6, s'observen diferències estadísticament significatives entre el tram basal i el tram del joc ( $1.30 \pm 4.43$  vs.  $6.19 \pm 2.02$ ,  $p=0.0215$ ) on la variabilitat de la durada en el tram del joc és major. El mateix s'aprecia entre el tram basal i el vídeo de suspens ( $1.30 \pm 4.43$  vs.  $6.15 \pm 9.15$ ,  $p=0.0040$ ) i el tram basal i la lectura ( $1.30 \pm 4.43$  vs.  $5.25 \pm 8.81$ ,  $p=0.0210$ ), sent major en els trams mencionats que en el basal.

**3.2.3. Test de Mann Whitney**

L'altre test estadístic usat en aquest estudi és el de Mann Whitney. Aquest busca les diferències entre els dos sexes per a cada tram d'estímul (Taula 3.7, Taula 3.8 i Taula 3.9) i, dins del tram del joc, cerca si hi ha diferències significatives entre el fàcil i el difícil (Taula 3.10).

**% Sincronització**

|                       | <b>B</b>        | <b>J</b>          | <b>V1</b>         | <b>V2</b>         | <b>L</b>         |
|-----------------------|-----------------|-------------------|-------------------|-------------------|------------------|
| <b>HOMES</b>          | $5.67 \pm 7.79$ | $13.00 \pm 14.33$ | $5.53 \pm 7.59$   | $10.27 \pm 10.39$ | $9.28 \pm 12.64$ |
| <b>DONES</b>          | $2.20 \pm 5.38$ | $11.60 \pm 13.47$ | $10.35 \pm 10.62$ | $5.84 \pm 12.06$  | $7.08 \pm 5.64$  |
| <b>TOTAL</b>          | $4.90 \pm 7.38$ | $12.69 \pm 13.90$ | $6.60 \pm 8.37$   | $9.28 \pm 10.71$  | $9.21 \pm 11.42$ |
| <b>P<sub>HD</sub></b> | 0.2538          | 0.9550            | 0.2083            | 0.2303            | 0.8878           |

**Taula 3.7.** Test de Mann Whitney entre homes i dones per al paràmetre % sincronització (*p-valor*).

**Durada mitjana (s)**

|                       | <b>B</b>      | <b>J</b>      | <b>V1</b>     | <b>V2</b>     | <b>L</b>      |
|-----------------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|
| <b>HOMES</b>          | 11.46 ± 13.83 | 21.78 ± 20.35 | 11.93 ± 13.79 | 20.19 ± 18.73 | 16.69 ± 12.69 |
| <b>DONES</b>          | 2.88 ± 7.05   | 19.14 ± 20.26 | 24.72 ± 18.89 | 9.03 ± 14.46  | 14.70 ± 9.33  |
| <b>TOTAL</b>          | 9.55 ± 13.04  | 21.20 ± 19.97 | 14.77 ± 15.63 | 17.71 ± 18.24 | 16.24 ± 11.89 |
| <b>P<sub>HD</sub></b> | 0.1688        | 0.7777        | 0.0937        | 0.1878        | 0.6718        |

Taula 3.8. Test de Mann Whitney entre homes i dones per al paràmetre durada mitjana (*p*-valor).**Variabilitat de la durada (s)**

|                       | <b>B</b>    | <b>J</b>     | <b>V1</b>     | <b>V2</b>   | <b>L</b>    |
|-----------------------|-------------|--------------|---------------|-------------|-------------|
| <b>HOMES</b>          | 1.43 ± 4.94 | 6.70 ± 13.14 | 2.18 ± 5.20   | 7.14 ± 9.67 | 5.56 ± 9.56 |
| <b>DONES</b>          | 0.84 ± 2.05 | 4.42 ± 7.46  | 10.40 ± 21.71 | 2.68 ± 6.57 | 4.16 ± 6.00 |
| <b>TOTAL</b>          | 1.30 ± 4.43 | 6.19 ± 12.02 | 4.00 ± 11.12  | 6.15 ± 9.15 | 5.25 ± 8.81 |
| <b>P<sub>HD</sub></b> | 0.8434      | 0.8213       | 0.6108        | 0.2538      | 0.8213      |

Taula 3.9. Test de Mann Whitney entre homes i dones per al paràmetre variabilitat de la durada (*p*-valor).

Com es pot observar en les taules anteriors (3.7, 3.8 i 3.9), no hi ha diferències estadísticament significatives en cap dels trams d'estímul dels paràmetres estudiats entre els homes i les dones. Així doncs, es pot dir que el sexe no influeix en els paràmetres de sincronització escollits en aquest estudi.

| <b>PARÀMETRE ESTUDIAT</b> | <b>% Sincronització</b> | <b>Durada mitjana (s)</b> | <b>Variabilitat de la durada (s)</b> |
|---------------------------|-------------------------|---------------------------|--------------------------------------|
| <b>JOC FÀCIL</b>          | 13.07 ± 12.73           | 20.13 ± 16.52             | 6.44 ± 9.72                          |
| <b>JOC DIFÍCIL</b>        | 12.13 ± 16.08           | 22.75 ± 24.96             | 5.83 ± 15.28                         |
| <b>P<sub>FD</sub></b>     | 0.4985                  | 1                         | 0.1805                               |

Taula 3.10. Test de Mann Whitney entre el joc fàcil i el joc difícil per als diferents paràmetres estudiats (*p*-valor).

Observant la Taula 3.10, s'aprecia que entre els subjectes sotmesos a un joc fàcil i els que jugaven al difícil tampoc hi ha diferències estadístiques prou significatives en els paràmetres. No obstant, el tram del joc és un dels que presenta més sincronització entre els subjectes.

## 4. Conclusions

El present projecte tenia com a objectiu principal estudiar la sincronització cardiorespiratòria en subjectes que havien estat sotmesos a diferents estímuls. Aquest objectiu s'ha pogut assolir i, següidament, s'explicaran les conclusions extretes. Abans però, cal verificar si s'han aconseguit els altres objectius necessaris pel desenvolupament de l'estudi.

Primerament, s'han pre-processat els senyals provinents de la base de dades i, tal com s'ha explicat a l'apartat 2.2, s'han escollit els llindars més òptims per eliminar les interferències i preparar els senyals pel següent pas. El segon objectiu marcat era l'estimació de la sincronització. Aquest punt s'ha realitzat seguint els passos de l'article de Wu & Lo [15], però prenent valors diferents en alguns paràmetres més adequats a la base de dades utilitzada, com l'elecció del número de mostres per fer el promig en la quantificació de la sincronització ( $N=73$ ) o el llindar a partir del qual es considera sincronització (0.1). En tercer lloc, s'han escollit i calculat els paràmetres representatius extrets del càlcul de la sincronització de forma satisfactòria. L'últim objectiu plantejat i assolit era l'anàlisi estadística dels paràmetres anteriors (resultats quantitatius) i a continuació s'exposaran les conclusions obtingudes.

Els gràfics de sincronització obtinguts proporcionen una informació molt detallada, permetent monitoritzar al llarg del temps l'aparició i el grau de sincronització de les diferents ràtios  $n:m$  en cada individu. Aquesta informació pot resultar molt útil per a futures investigacions, ja sigui sobre aquesta o en altres bases de dades. Observant les gràfiques obtingudes de l'estimació de la sincronització, és difícil apreciar patrons comuns entre subjectes o en cada subjecte. No obstant, a través dels paràmetres extrets i veient les taules de resultats (Taula 3.1, Taula 3.2 i Taula 3.3), es pot concloure que el tram que presenta més sincronització, en general, en tots els subjectes és el del joc, i l'anàlisi estadística confirma que es tracta de diferències estadísticament significatives. Tanmateix, com s'ha dit a la introducció i segons els estudis presents fins al moment, la sincronització de fase tendeix a ser superior quan els subjectes estan en meditació o en una fase profunda del son, per exemple. En canvi, els resultats de l'estudi no segueixen aquest patró ja que durant un joc els subjectes estan atents i la seva activitat mental és superior.

Pel que fa els resultats estadístics, el tram basal és el que presenta més diferències estadísticament significatives amb els altres trams, més concretament amb el joc, el vídeo de suspens i la lectura. Aquestes diferències succeeixen pels tres paràmetres estudiats i, per tant, es pot dir que en el primer tram la sincronització és força inferior que en els altres. En conjunt, els resultats obtinguts suggereixen que també pot produir-se sincronització cardiorespiratòria en situacions que requereixin una elevada concentració mental, com és el cas del joc, la lectura o la visualització d'un vídeo. Per

contra, una menor sincronització en el tram basal també podria indicar que no s'ha aconseguit que els subjectes estiguessin completament tranquils i relaxats a l'inici de la prova.

En els altres tests estadístics aplicats, no s'han observat diferències significatives dels paràmetres entre dones i homes ni entre el joc fàcil i el joc difícil. Això porta a una possible ampliació de l'estudi on es compararessin altres trets dels subjectes com si és fumador o no, els rangs d'edat, l'esport que es practica etc.

Un cop finalitzat el projecte, han sorgit altres possibles extensions futures d'aquest. Es podria ampliar, com ja s'ha dit, buscant nous paràmetres característics de la sincronització a partir dels senyals temporals resultants de l'estimació. També es podrien analitzar més a fons les ràtios  $n:m$  que s'obtenen i buscar alguna connexió entre aquestes i el tram d'estímul en què es donen. Per altra banda, caldria estudiar més a fons la sensibilitat dels resultats obtinguts a canvis en el valor de  $N$  (73), el llindar de sincronització (0.1) i el temps mínim de sincronització (10 s). Aquests paràmetres poden modificar els resultats i s'hauria d'estudiar més a fons com afecten a la sincronització obtinguda.

## 5. Impacte ambiental

L'impacte ambiental d'aquest estudi ve derivat de l'ús de l'ordinador, ja que és l'únic equip que s'utilitza per desenvolupar-lo.

Els ordinadors generen un impacte ambiental en tres fases diferents de la seva vida útil: durant la fabricació, en el període d'utilització i en el seu emmagatzematge en abocadors.

Durant el procés de fabricació, les principals problemàtiques deriven de:

- L'ús de substàncies tòxiques, com el benzè o l'arsènic presents com a dissolvent orgànic en les carcasses. Aquests productes solen alliberar compostos orgànics volàtils durant la seva aplicació que provoquen l'acumulació d'ozó a les capes baixes de l'atmosfera. Per altra banda, els ordinadors també contenen metalls pesats com el plom, el cadmi o el mercuri que si passen a les persones a través de la cadena alimentària, s'acumulen als teixits i poden ser causa de càncer. Per produir un sol xip de memòria de 2 g, s'utilitzen 1600 g de combustible fòssil, 72 g de productes químics i 32 l d'aigua. A tota aquesta problemàtica, s'ha d'afegir també l'impacte ambiental generat en l'extracció de les matèries primeres per obtenir aquests materials.
- L'elevat consum d'aigua i d'energia. Una planta que fabrica xips, consumeix 7 milions de litres d'aigua cada dia i, tenint en compte que un ordinador té una durada de 3 anys, de tota l'electricitat que consumeix, un 83 % s'utilitza en el procés de producció i la resta durant la seva vida útil.
- El gran volum de residus (també tòxics) que genera. Els xips i les plaques són contaminants a causa de les substàncies amb les quals han estat fabricats (són cancerígenes) i durant la seva fabricació s'emeten perfluorocarbonis (PFCs), que són gasos que romanen a l'atmosfera i contribueixen a l'efecte hivernacle [27].

Durant la vida útil de l'equip, el principal impacte que genera és l'ús d'energia elèctrica. Un ordinador portàtil és energèticament més eficient que un d'escriptori, no obstant, segueixen consumint entre 100 i 600 kW per any en funció de si es deixa sempre encès, en stand-by o s'apaga durant les hores que no s'utilitza. Per altra banda, l'ús d'aquest equip també genera emissions de diòxid de carboni (CO<sub>2</sub>). Cada hora que es manté encès l'equip s'emeten entre 52 i 234 g considerant una potència d'entre 80 i 360 W, i per reduir-ho, s'ha d'apagar l'aparell sempre que no s'utilitzi i evitar el mode stand-by ja que segueix emeten gran quantitat de CO<sub>2</sub> [28].

Per últim, quan un ordinador es deixa d'utilitzar i queda obsolet, pot ser:

- Reutilitzat per un altre usuari.
- Reciclat i utilitzar els seus materials per la fabricació d'altres equips.
- Emmagatzemat o llençat a un abocador del propi país o de països subdesenvolupats.

S'ha estimat que es generen 65 milions de tones de residus informàtics anuals i d'aquests, un 23 % acaben a les nacions més pobres [29]. Sovint, es diu que són "béns de segona mà" per als països subdesenvolupats, no obstant, entre el 25 % i el 75 % d'aquests no poden ser reutilitzats. Altrament, gran part dels treballadors que manipulen les deixalles electròniques són nens que cobren un salari miserable i que s'exposen als residus tòxics que ja s'han mencionat anteriorment. En les zones afectades, els sòls i rius queden contaminats a causa de les deixalles i aquests contaminants acaben passant a la població que pot patir problemes de pell, als ossos, de creixement en els infants, als ronyons, al sistema nerviós o l'augment de la probabilitat de patir càncer [30].

Cada any s'augmenta entre un 3 % i un 5 % les deixalles electròniques, això genera la necessitat de pensar solucions a aquests problemes plantejats [29]. A continuació hi ha algunes propostes:

- Reutilitzar els ordinadors. Revendre'ls o donar-los a associacions o ONG que enviïn els productes a països del tercer món per introduir-los en les noves tecnologies.
- Reciclar-los. Portar-los a llocs especialitzats en deixalles electròniques que reutilitzin la majoria de components.
- Dissenyar aparells electrònics amb una vida útil el més llarga possible.
- Restringir l'ús de certes substàncies perilloses en la fabricació.
- Implantar normatives als països tant per la seva fabricació (productes a utilitzar) com per la gestió dels residus al final de la vida útil.

## Pressupost

### Recursos Humans (RR.HH.)

El següent pressupost reflexa els costos derivats dels treballs de disseny, enginyeria i investigació necessaris pel desenvolupament del projecte.

| RR. HH.  |       |           |                    |
|--|-------|-----------|--------------------|
| Pressupost dels treballs d'enginyeria i investigació |       |           |                    |
| Concepte   | Hores | Preu/Hora | Import             |
| Recerca d'informació                                 | 30 h  | 20,00 €   | 600,00 €           |
| Programació dels algorismes                          | 300 h | 25,00 €   | 7.500,00 €         |
| Estudi i anàlisi de les dades obtingudes             | 150 h | 25,00 €   | 3.750,00 €         |
| Redacció del projecte                                | 120 h | 20,00 €   | 2.400,00 €         |
| TOTAL brut   |       |           | 14.250,00 €        |
| 21 % IVA   |       |           | 2.992,50 €         |
| <b>TOTAL</b>   |       |           | <b>17.242,50 €</b> |

El cost total del desenvolupament del projecte (IVA inclòs) ascendeix a disset mil dos-cents quaranta-dos euros i cinquanta cèntims.

## Equipament

A continuació, es mostra una relació dels equips i materials necessaris al llarg del desenvolupament del projecte.

### EQUIPS I MATERIAL NECESSARI

#### PC, Software MATLAB

| Concepte                        | Import                  |
|---------------------------------|-------------------------|
| Portàtil ASUS U30Jc             | 539,00 €                |
| Windows 10 Home                 | 121,00 €                |
| Office 2007 Hogar y Estudiantes | 99,00 €                 |
| MATLAB Student R2017            | 69,00 €                 |
|                                 |                         |
|                                 | TOTAL brut 828,00 €     |
|                                 | 21 % IVA 173,88 €       |
|                                 | <b>TOTAL</b> 1.001,88 € |

El cost total de l'equipament necessari (IVA inclòs) ascendeix a mil un euros i vuitanta-vuit cèntims.



## Cost total

La següent taula resumeix els costos que comporta la realització de l'estudi presentat, així com el cost total del projecte.

| PRESSUPOST FINAL  |             |
|-------------------|-------------|
| Recursos Humans   | 17.242,50 € |
| Equipament        | 1.001,88 €  |
| TOTAL 18.244,38 € |             |

El cost total del projecte ascendeix a divuit mil dos-cents quaranta-quatre euros i trenta-vuit cèntims.



## Bibliografia

En aquest apartat s'inclouen les referències bibliogràfiques consultades al llarg de l'estudi:

- [1] «Cor». [En línia]. Disponible a: <http://eduwiki.cat/index.php/Cor>. [Accedit: 03-jul-2017].
- [2] S. Antolino Gandía i B. Martínez González, «Obtención y procesado de señal ECG, flujo respiratorio y oculograma en sujetos sanos», Universitat Politècnica de Catalunya, 2010.
- [3] «Electrocardiograma». [En línia]. Disponible a: <http://www.monografias.com/trabajos54/electro-cardiograma/electro-cardiograma2.shtml>. [Accedit: 03-jul-2017].
- [4] «Schematic diagram of normal sinus rhythm for a human heart as seen on ECG». [En línia]. Disponible a: <https://commons.wikimedia.org/wiki/File:SinusRhythmLabels.png>. [Accedit: 05-jul-2017].
- [5] «Electrocardiograma». [En línia]. Disponible a: <https://es.wikipedia.org/wiki/Electrocardiograma>. [Accedit: 05-jul-2017].
- [6] «Electrocardiografía (ECG)». [En línia]. Disponible a: <http://www.dalcame.com/ecg.html#.Wbj-NchJbIV>. [Accedit: 05-jul-2017].
- [7] «L'aparell respiratori». [En línia]. Disponible a: <https://es.slideshare.net/mredon6/laparell-respiratori-presentation>. [Accedit: 10-jul-2017].
- [8] «Intercambio gaseoso en la respiración». [En línia]. Disponible a: <https://es.slideshare.net/rohanpianist/trabajo-independiente-de-biofisica-final>. [Accedit: 10-jul-2017].
- [9] H. González, C. Arizmendi, B. F. Giraldo, i H. González-acevedo, «Diseño de un clasificador para pacientes en proceso de extubación Classifier design for patients on weaning process», vol. 12, núm. November, p. 131-137, 2015.
- [10] L. P. Malmberg, P. Ryttilä, P. Happonen, i T. Haahtela, «Inspiratory flows through dry powder inhaler in chronic obstructive pulmonary disease: age and gender rather than severity matters.», *Int. J. Chron. Obstruct. Pulmon. Dis.*, vol. 5, p. 257-62, ago. 2010.
- [11] J. M. M. Trigo, «Pletismografía inductiva en la monitorización respiratoria», vol. 2, p. 78-80, 1988.
- [12] J. Sola-Soler, B. F. Giraldo, J. A. Fiz, i R. Jane, «Cardiorespiratory Phase Synchronization in OSA subjects during wake and sleep states», *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBS*, vol. 2015-Novem, p. 7708-7711, 2015.
- [13] J. V. Subiela, «Manifestaciones cardiovasculares frecuentes en el deportista», *Portales medicos.com*, 2012.

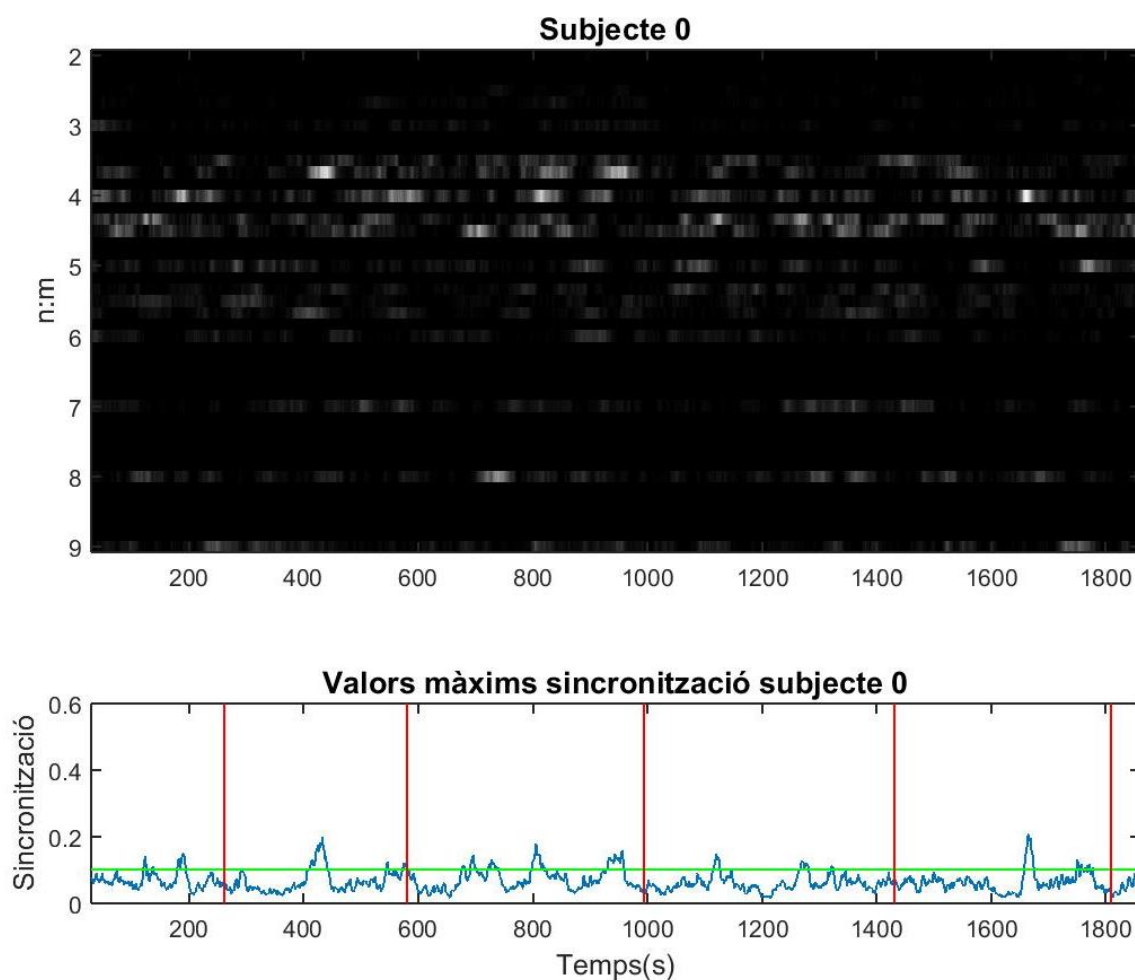
- [14] R. P. Bartsch, A. Y. Schumann, J. W. Kantelhardt, T. Penzel, i P. C. Ivanov, «Phase transitions in physiologic coupling», *Proc. Natl. Acad. Sci.*, vol. 109, núm. 26, p. 10181-10186, 2012.
- [15] S. Da Wu i P. C. Lo, «Cardiorespiratory phase synchronization during normal rest and inward-attention meditation», *Int. J. Cardiol.*, vol. 141, núm. 3, p. 325-328, 2010.
- [16] *Biopac MP System Hardware Guide*. 2016.
- [17] «Filtros Butterworth». [En línia]. Disponible a: <http://filtrosbutterworthw.blogspot.com.es/>. [Accedit: 07-març-2017].
- [18] J. Pan i W. J. Tompkins, «A Real-Time QRS Detection Algorithm», *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-32, núm. 3, p. 230-236, 1985.
- [19] «Complete Pan Tompkins Implementation ECG QRS detector - MATLAB». [En línia]. Disponible a: <https://es.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/45840-complete-pan-tompkins-implementation-ecg-qrs-detector?requestedDomain=www.mathworks.com>. [Accedit: 20-març-2017].
- [20] V. X. Afonso, W. J. Tompkins, T. Q. Nguyen, i Shen Luo, «ECG beat detection using filter banks», *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 46, núm. 2, p. 192-202, 1999.
- [21] «Description of qrsdetect». [En línia]. Disponible a: <http://biosig.sourceforge.net/help/biosig/t300/qrsdetect.html>. [Accedit: 21-març-2017].
- [22] «Transformada de Hilbert». [En línia]. Disponible a: [https://es.wikipedia.org/wiki/Transformada\\_de\\_Hilbert](https://es.wikipedia.org/wiki/Transformada_de_Hilbert). [Accedit: 25-jul-2017].
- [23] D. Cysarz, H. Bettermann, S. Lange, D. Geue, i P. van Leeuwen, «A quantitative comparison of different methods to detect cardiorespiratory coordination during night-time sleep.», *Biomed. Eng. Online*, vol. 3, núm. 1, p. 44, 2004.
- [24] «Prova dels signes de Wilcoxon». [En línia]. Disponible a: [https://ca.wikipedia.org/wiki/Prova\\_dels\\_signes\\_de\\_Wilcoxon](https://ca.wikipedia.org/wiki/Prova_dels_signes_de_Wilcoxon). [Accedit: 08-ago-2017].
- [25] R. E. Strauss, «Matlab Page». [En línia]. Disponible a: <http://www.faculty.biol.ttu.edu/Strauss/Matlab/matlab.htm>. [Accedit: 15-maig-2017].
- [26] P. Fernández, «Significancia estadística y relevancia clínica», *Cad Aten Primaria Actual.*, vol. 809, núm. 19, p. 191-195, 2001.
- [27] A. C. Salinas, «Material informático y contaminación medioambiental».
- [28] «Los ordenadores también emiten CO2». [En línia]. Disponible a: <https://www.ecoembes.com/es/planeta-recicla/blog/los-ordenadores-tambien-emiten-co2>. [Accedit: 28-ago-2017].
- [29] K. Breivik, J. M. Armitage, F. Wania, i K. C. Jones, «Tracking the Global Generation and Exports of e-Waste. Do Existing Estimates Add up?», *Environ. Sci. Technol.*, vol. 48, núm. 15, p. 8735-8743, ago. 2014.

- [30] GreenPeace, «Envenenando la pobreza. Residuos electrónicos en Ghana».

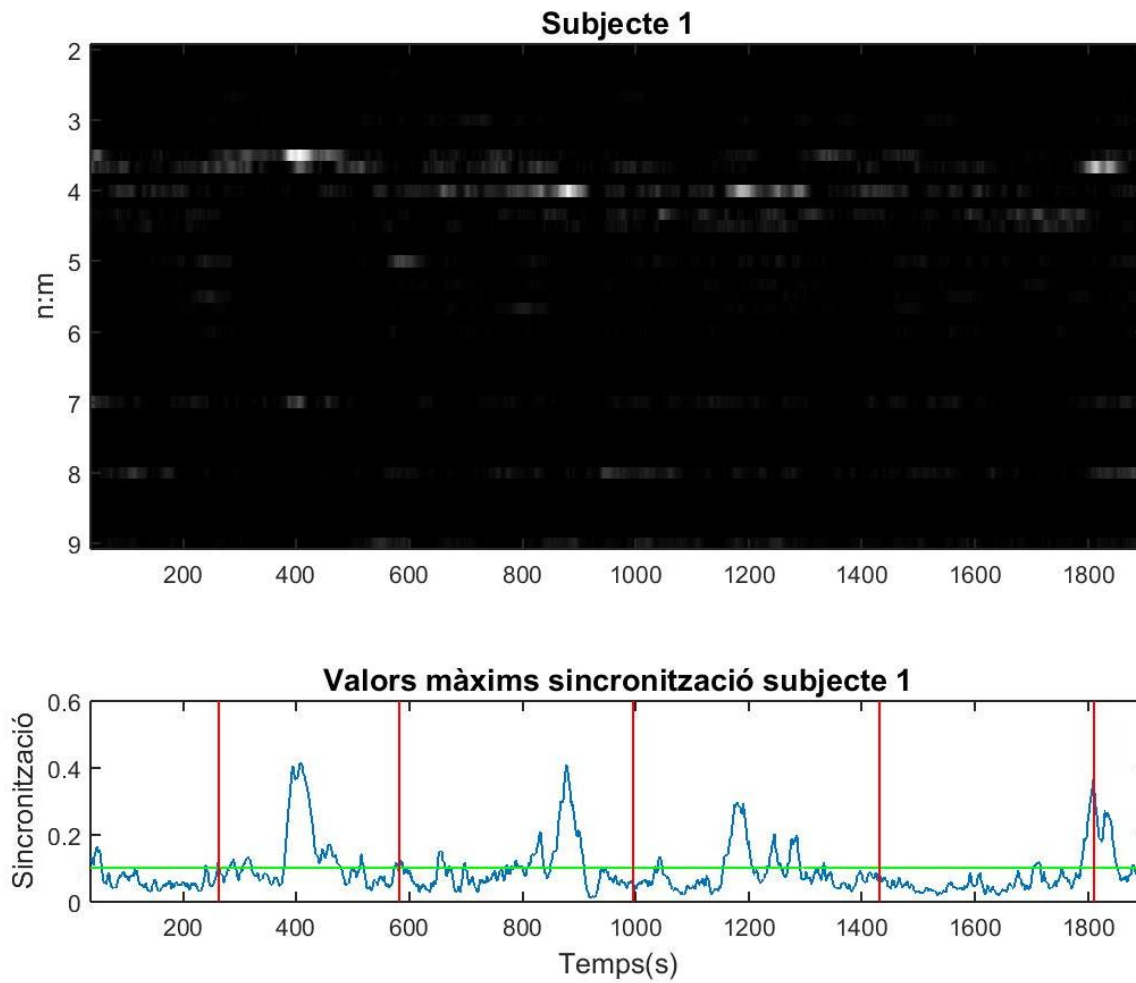


## Annex A: Gràfiques de sincronització

El present annex consta de les gràfiques finals de sincronització obtingudes per a cada subjecte. A partir d'aquestes s'han extret els resultats qualitatius explicats prèviament.

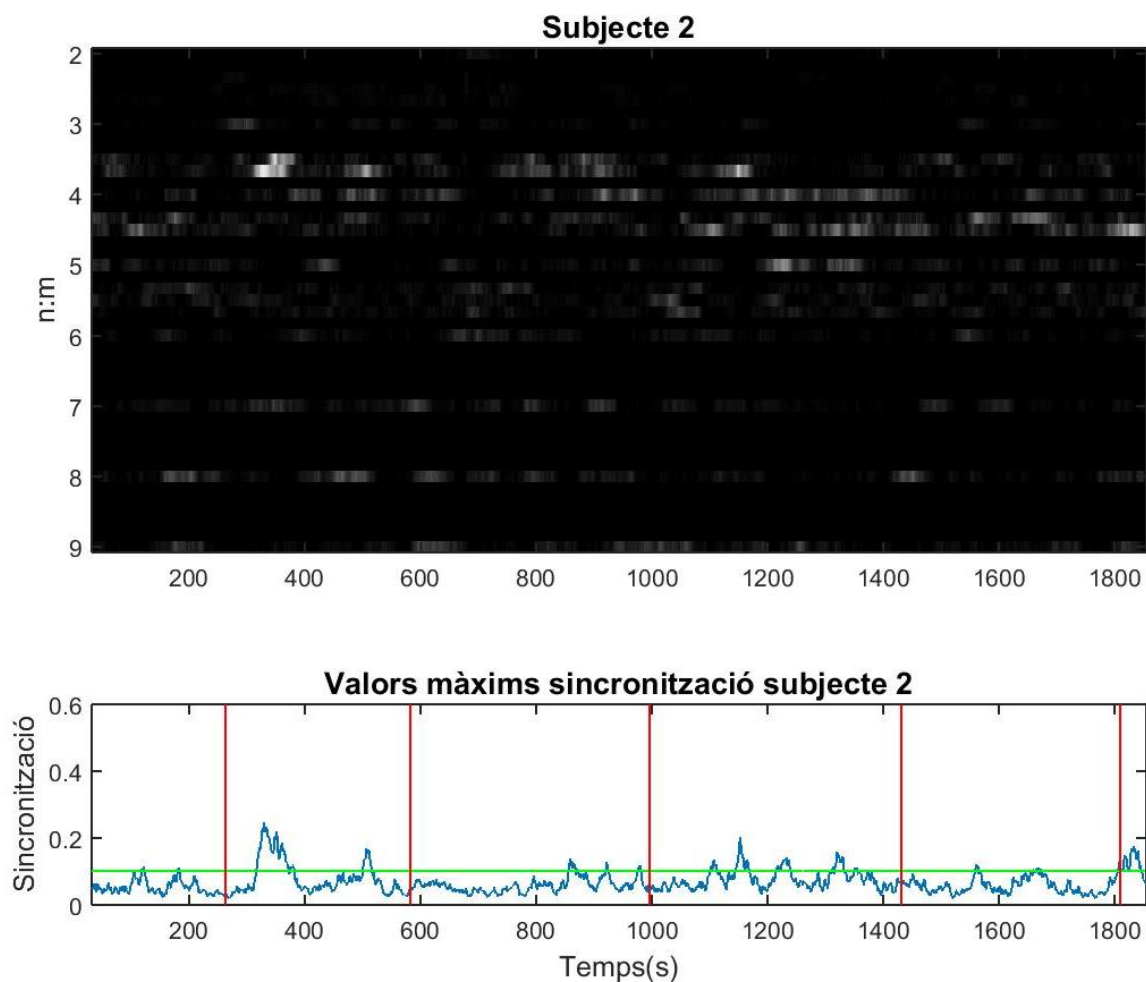


**Figura A.1.** Grau de sincronització per al subjecte 0. La gràfica superior mostra com varien els graus de sincronització  $\gamma_{n,m}(t_k)$  al llarg del temps per a totes les possibles parelles (n,m). El color blanc mostra el valor més gran i el negre el més petit. La gràfica inferior mostra com varia el grau de sincronització  $\gamma_{max}(t_k)$  al llarg del temps. Per a cada valor de temps  $t_k$ , el valor  $\gamma_{max}(t_k)$  correspon al valor màxim de  $\gamma_{n,m}(t_k)$  de totes les possibles parelles (n,m).

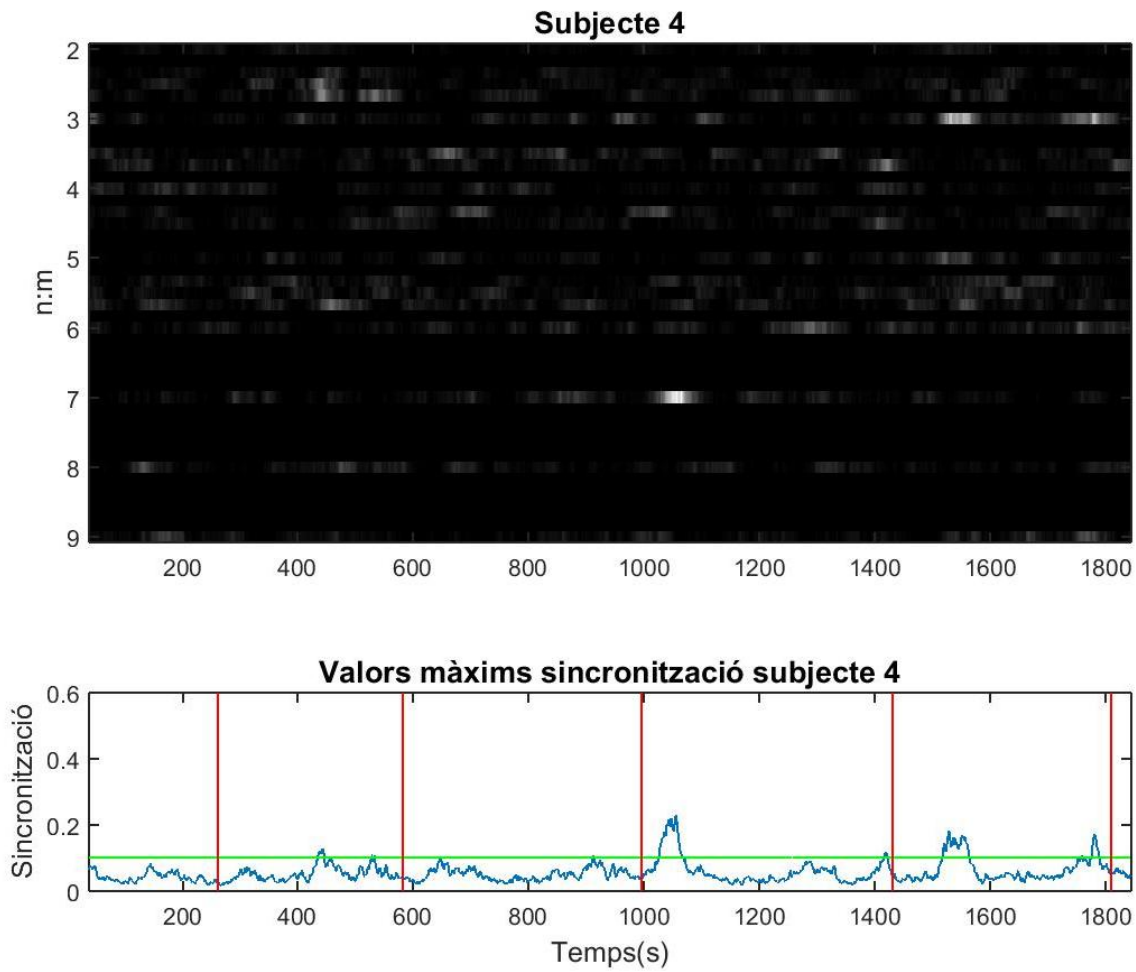


**Figura A.2.** Grau de sincronització per al subjecte 1. La gràfica superior mostra com varien els graus de sincronització  $\gamma_{n,m}(t_k)$  al llarg del temps per a totes les possibles parelles  $(n,m)$ . El color blanc mostra el valor més gran i el negre el més petit. La gràfica inferior mostra com varia el grau de sincronització  $\gamma_{max}(t_k)$  al llarg del temps. Per a cada valor de temps  $t_k$ , el valor  $\gamma_{max}(t_k)$  correspon al valor màxim de  $\gamma_{n,m}(t_k)$  de totes les possibles parelles  $(n,m)$ .

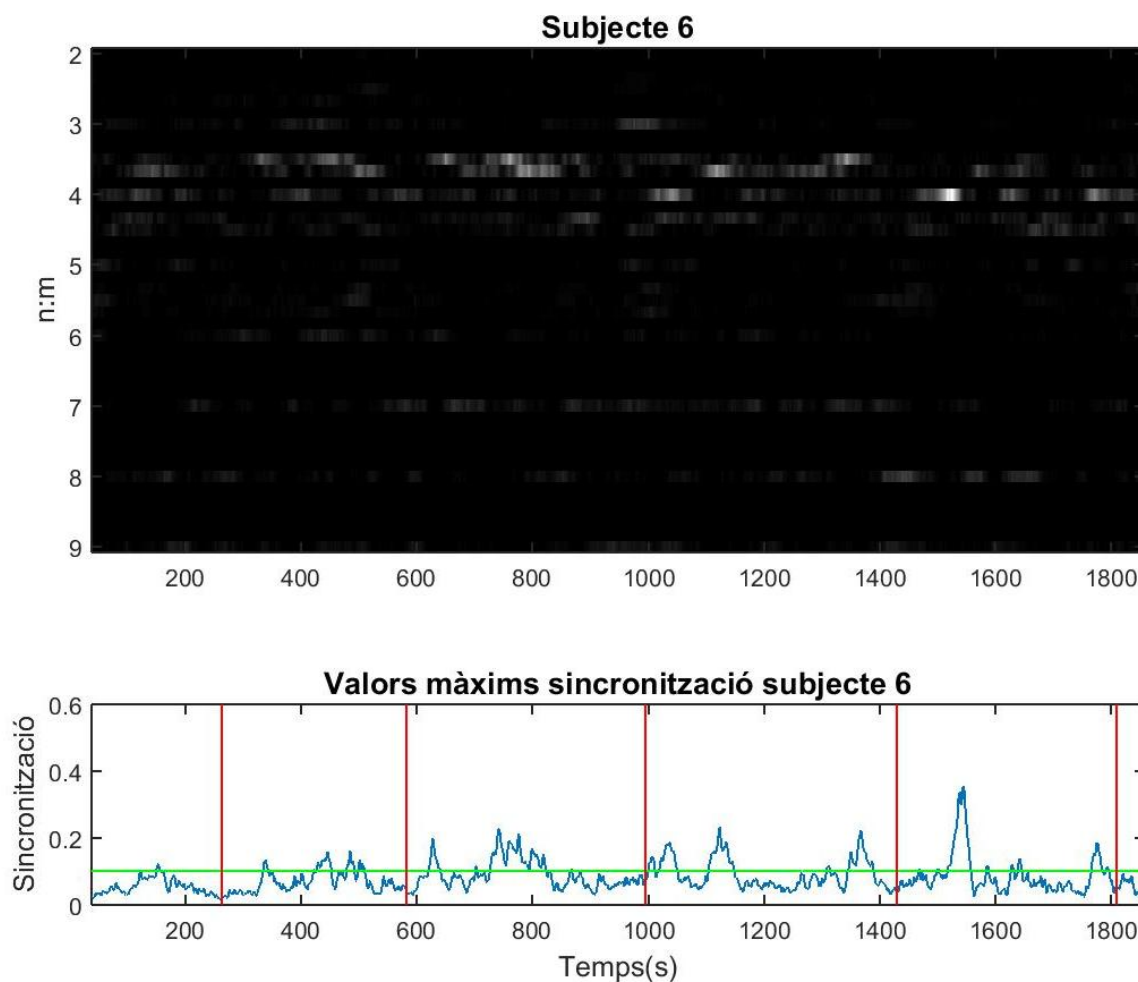




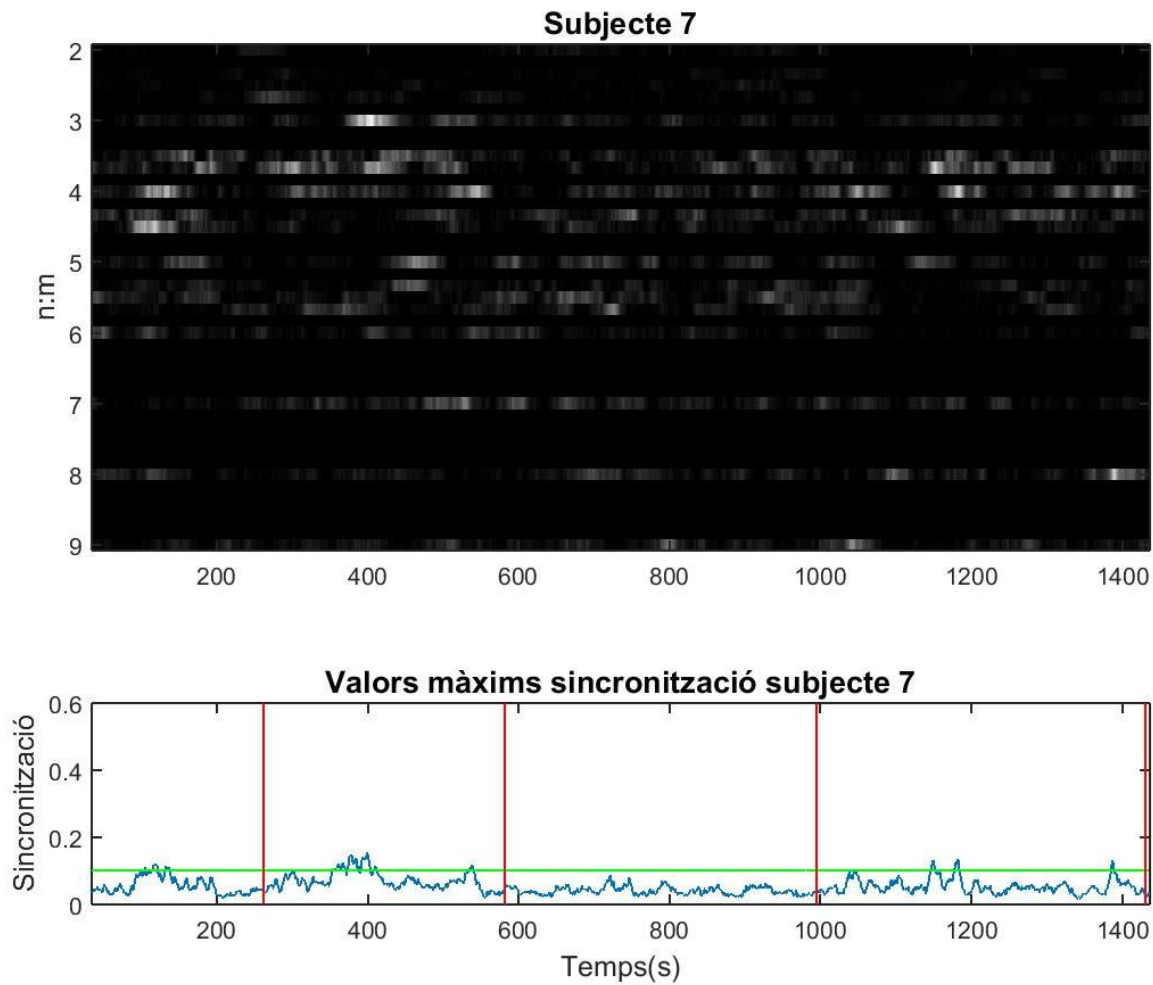
**Figura A.3.** Grau de sincronització per al subjecte 2. La gràfica superior mostra com varien els graus de sincronització  $\gamma_{n,m}(t_k)$  al llarg del temps per a totes les possibles parelles (n,m). El color blanc mostra el valor més gran i el negre el més petit. La gràfica inferior mostra com varia el grau de sincronització  $\gamma_{max}(t_k)$  al llarg del temps. Per a cada valor de temps  $t_k$ , el valor  $\gamma_{max}(t_k)$  correspon al valor màxim de  $\gamma_{n,m}(t_k)$  de totes les possibles parelles (n,m).



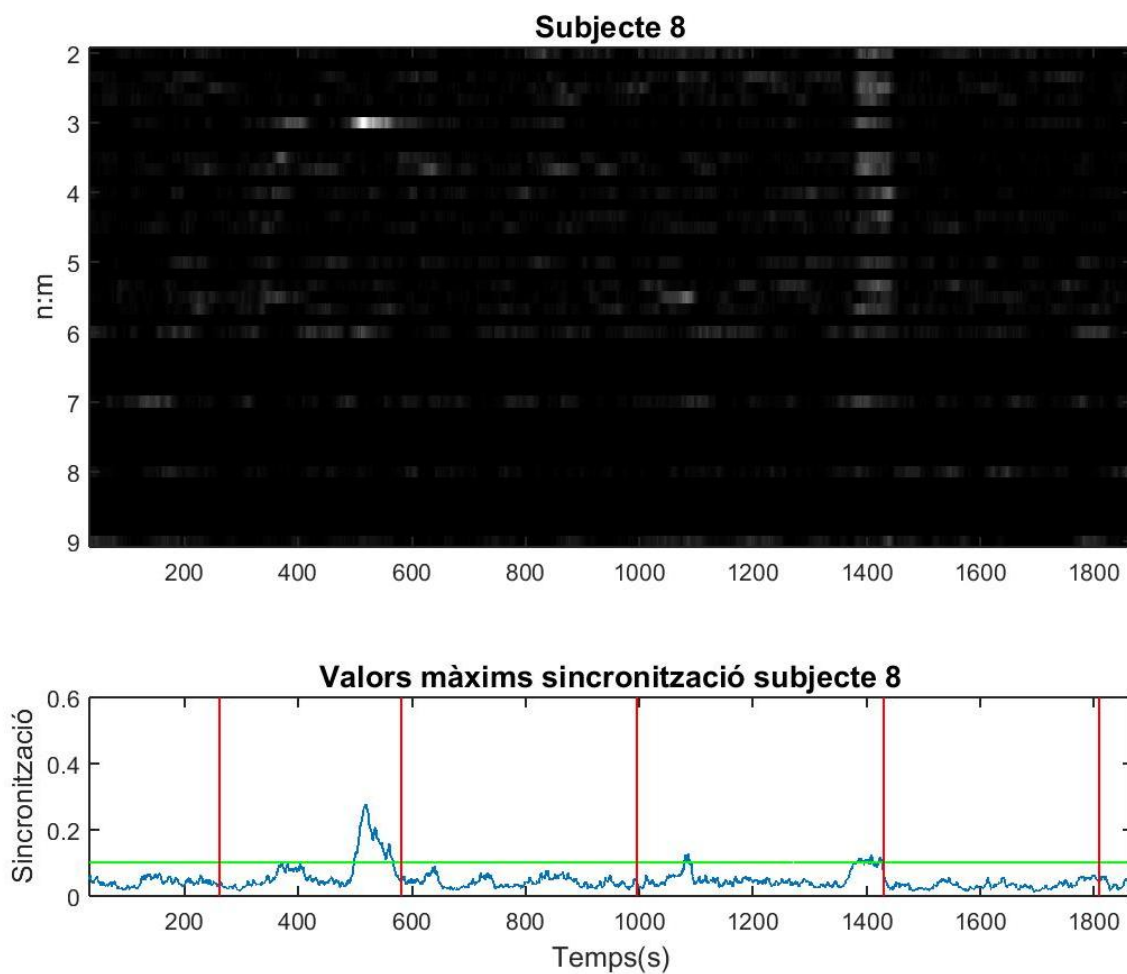
**Figura A.4.** Grau de sincronització per al subjecte 4. La gràfica superior mostra com varien els graus de sincronització  $\gamma_{n,m}(t_k)$  al llarg del temps per a totes les possibles parelles (n,m). El color blanc mostra el valor més gran i el negre el més petit. La gràfica inferior mostra com varia el grau de sincronització  $\gamma_{max}(t_k)$  al llarg del temps. Per a cada valor de temps  $t_k$ , el valor  $\gamma_{max}(t_k)$  correspon al valor màxim de  $\gamma_{n,m}(t_k)$  de totes les possibles parelles (n,m).



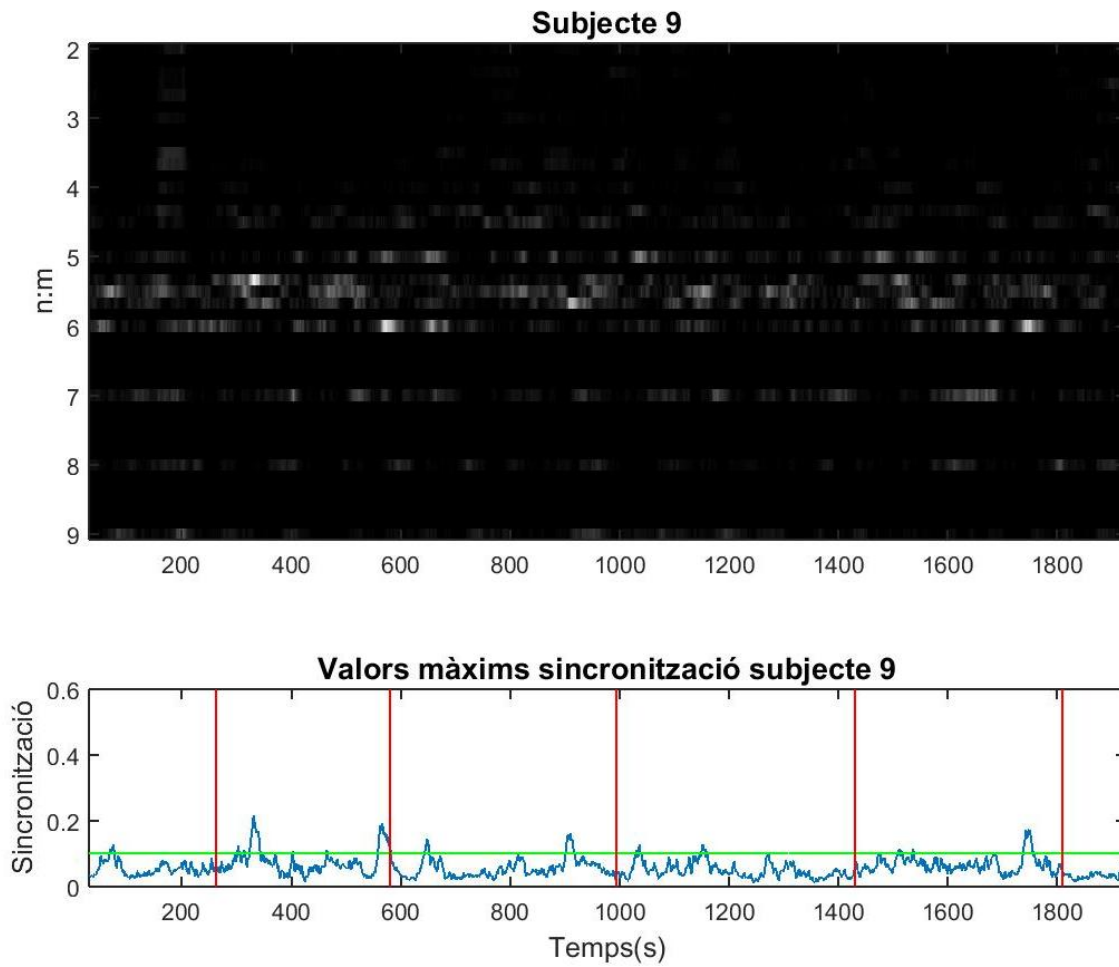
**Figura A.5.** Grau de sincronització per al subjecte 6. La gràfica superior mostra com varien els graus de sincronització  $\gamma_{n,m}(t_k)$  al llarg del temps per a totes les possibles parelles (n,m). El color blanc mostra el valor més gran i el negre el més petit. La gràfica inferior mostra com varia el grau de sincronització  $\gamma_{max}(t_k)$  al llarg del temps. Per a cada valor de temps  $t_k$ , el valor  $\gamma_{max}(t_k)$  correspon al valor màxim de  $\gamma_{n,m}(t_k)$  de totes les possibles parelles (n,m).



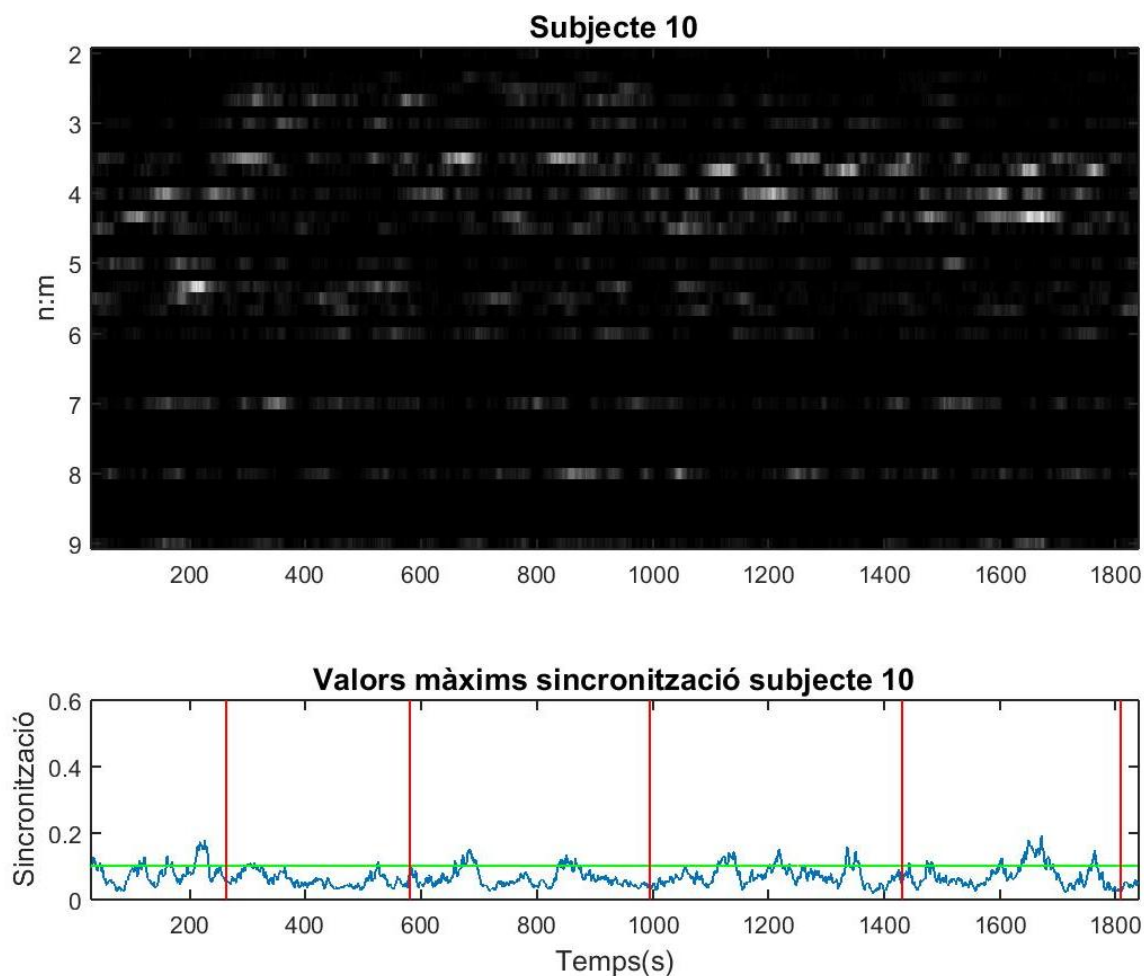
**Figura A.6.** Grau de sincronització per al subjecte 7. La gràfica superior mostra com varien els graus de sincronització  $\gamma_{n,m}(t_k)$  al llarg del temps per a totes les possibles parelles (n,m). El color blanc mostra el valor més gran i el negre el més petit. La gràfica inferior mostra com varia el grau de sincronització  $\gamma_{max}(t_k)$  al llarg del temps. Per a cada valor de temps  $t_k$ , el valor  $\gamma_{max}(t_k)$  correspon al valor màxim de  $\gamma_{n,m}(t_k)$  de totes les possibles parelles (n,m).



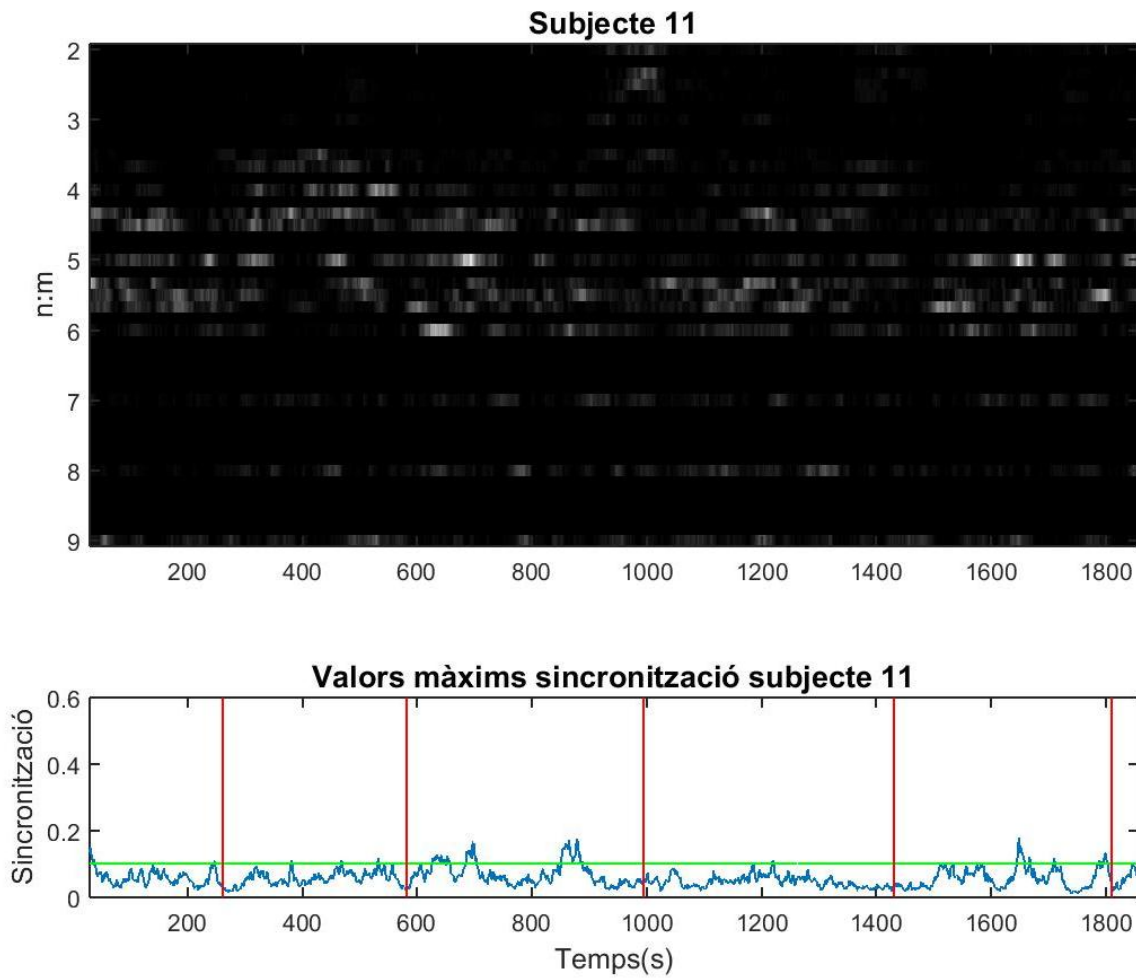
**Figura A.7.** Grau de sincronització per al subjecte 8. La gràfica superior mostra com varien els graus de sincronització  $\gamma_{n,m}(t_k)$  al llarg del temps per a totes les possibles parelles (n,m). El color blanc mostra el valor més gran i el negre el més petit. La gràfica inferior mostra com varia el grau de sincronització  $\gamma_{max}(t_k)$  al llarg del temps. Per a cada valor de temps  $t_k$ , el valor  $\gamma_{max}(t_k)$  correspon al valor màxim de  $\gamma_{n,m}(t_k)$  de totes les possibles parelles (n,m).



**Figura A.8.** Grau de sincronització per al subjecte 9. La gràfica superior mostra com varien els graus de sincronització  $\gamma_{n,m}(t_k)$  al llarg del temps per a totes les possibles parelles  $(n,m)$ . El color blanc mostra el valor més gran i el negre el més petit. La gràfica inferior mostra com varia el grau de sincronització  $\gamma_{max}(t_k)$  al llarg del temps. Per a cada valor de temps  $t_k$ , el valor  $\gamma_{max}(t_k)$  correspon al valor màxim de  $\gamma_{n,m}(t_k)$  de totes les possibles parelles  $(n,m)$ .

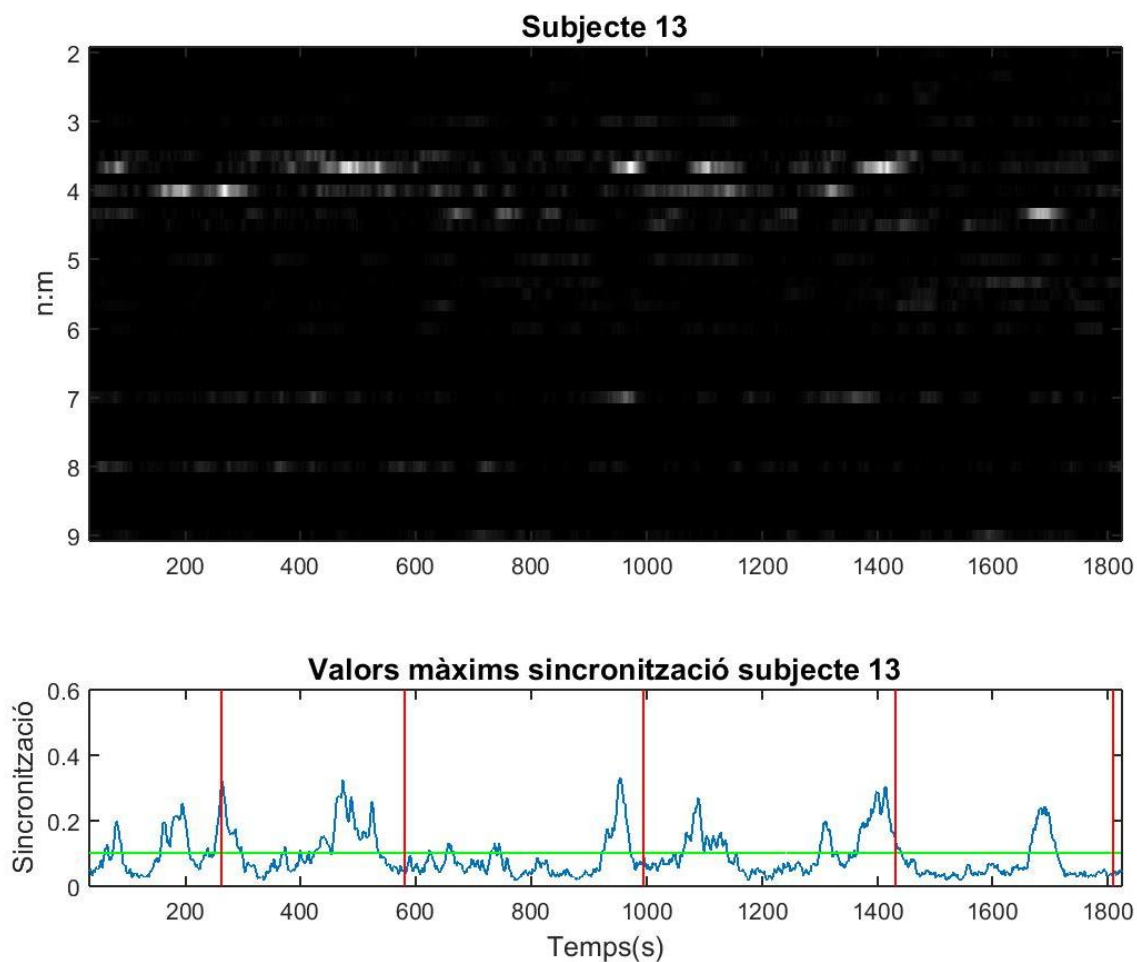


**Figura A.9.** Grau de sincronització per al subjecte 10. La gràfica superior mostra com varien els graus de sincronització  $\gamma_{n,m}(t_k)$  al llarg del temps per a totes les possibles parelles (n,m). El color blanc mostra el valor més gran i el negre el més petit. La gràfica inferior mostra com varia el grau de sincronització  $\gamma_{max}(t_k)$  al llarg del temps. Per a cada valor de temps  $t_k$ , el valor  $\gamma_{max}(t_k)$  correspon al valor màxim de  $\gamma_{n,m}(t_k)$  de totes les possibles parelles (n,m).

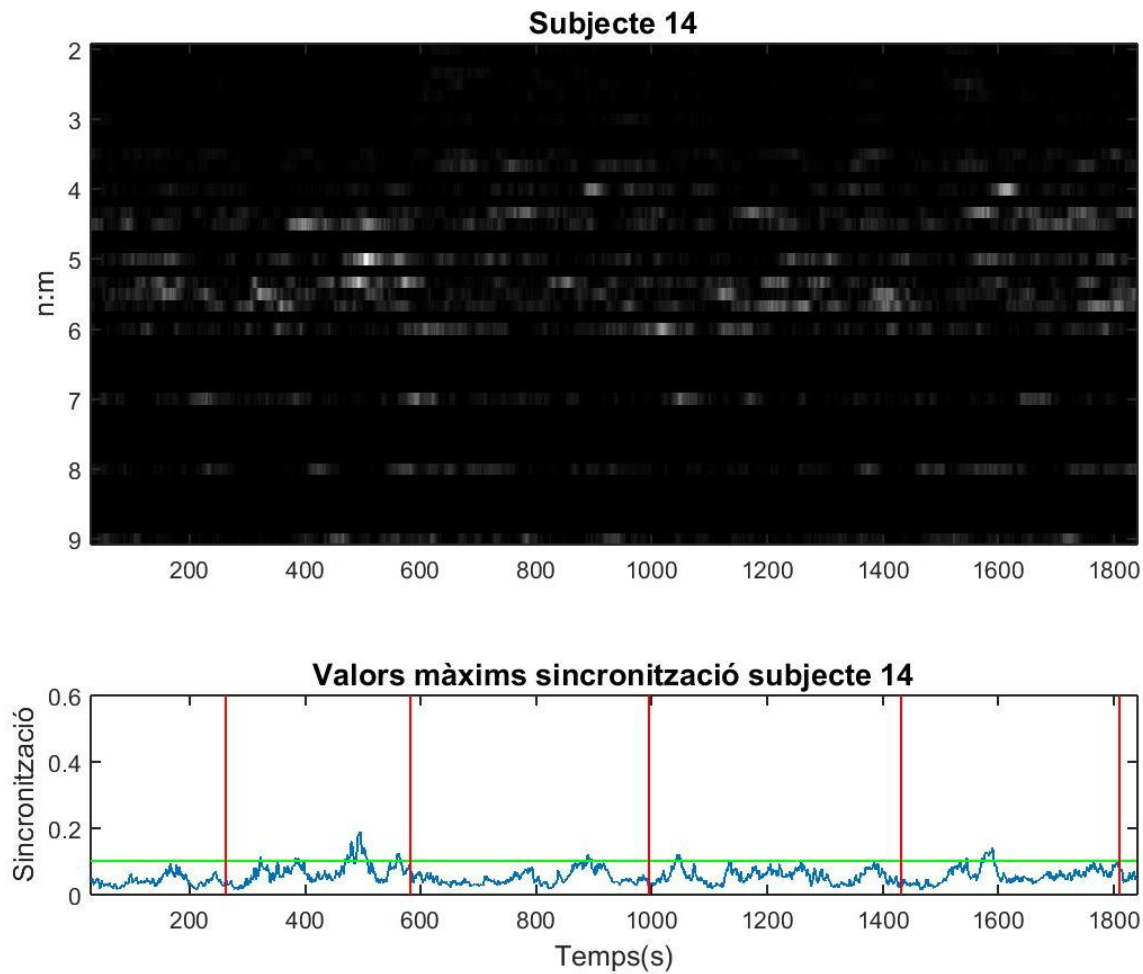


**Figura A.10.** Grau de sincronització per al subjecte 11. La gràfica superior mostra com varien els graus de sincronització  $\gamma_{n,m}(t_k)$  al llarg del temps per a totes les possibles parelles (n,m). El color blanc mostra el valor més gran i el negre el més petit. La gràfica inferior mostra com varia el grau de sincronització  $\gamma_{max}(t_k)$  al llarg del temps. Per a cada valor de temps  $t_k$ , el valor  $\gamma_{max}(t_k)$  correspon al valor màxim de  $\gamma_{n,m}(t_k)$  de totes les possibles parelles (n,m).

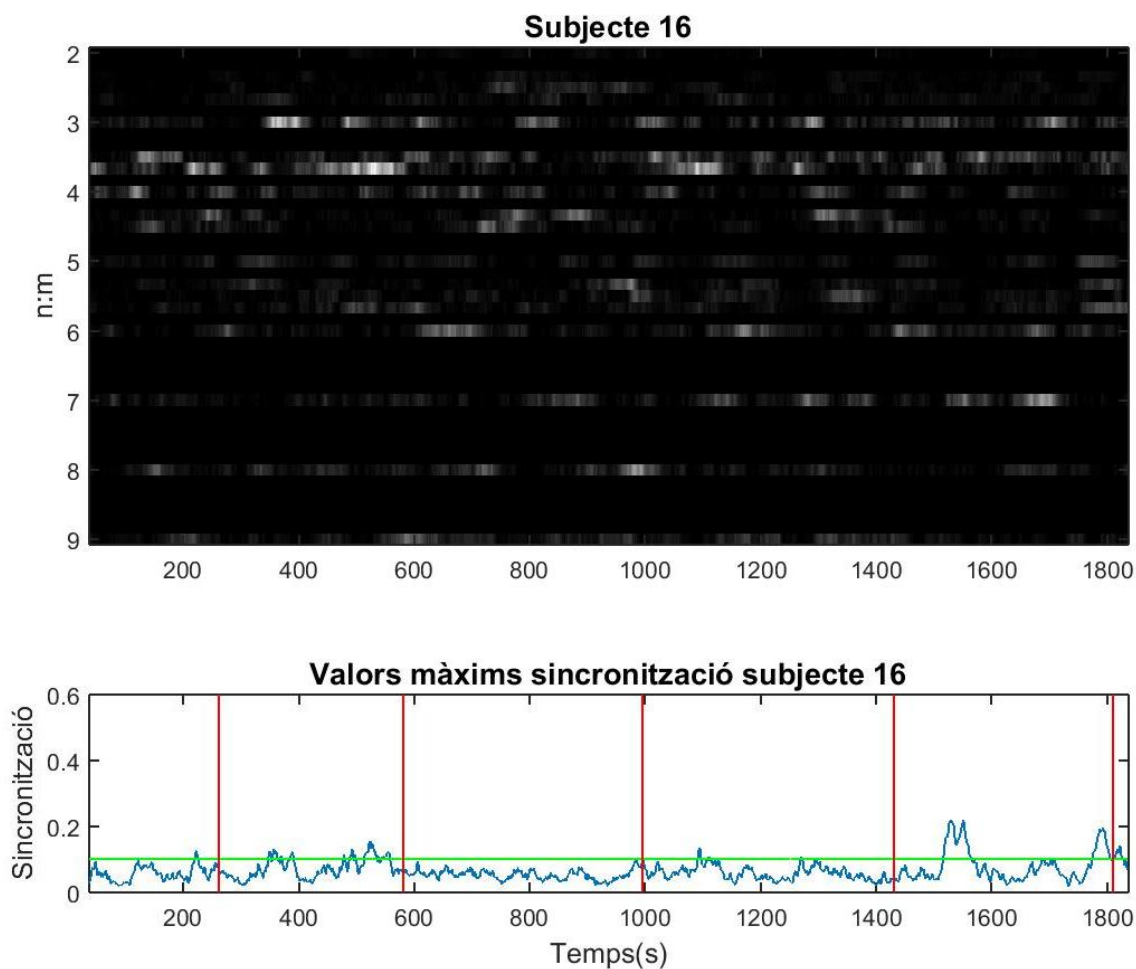




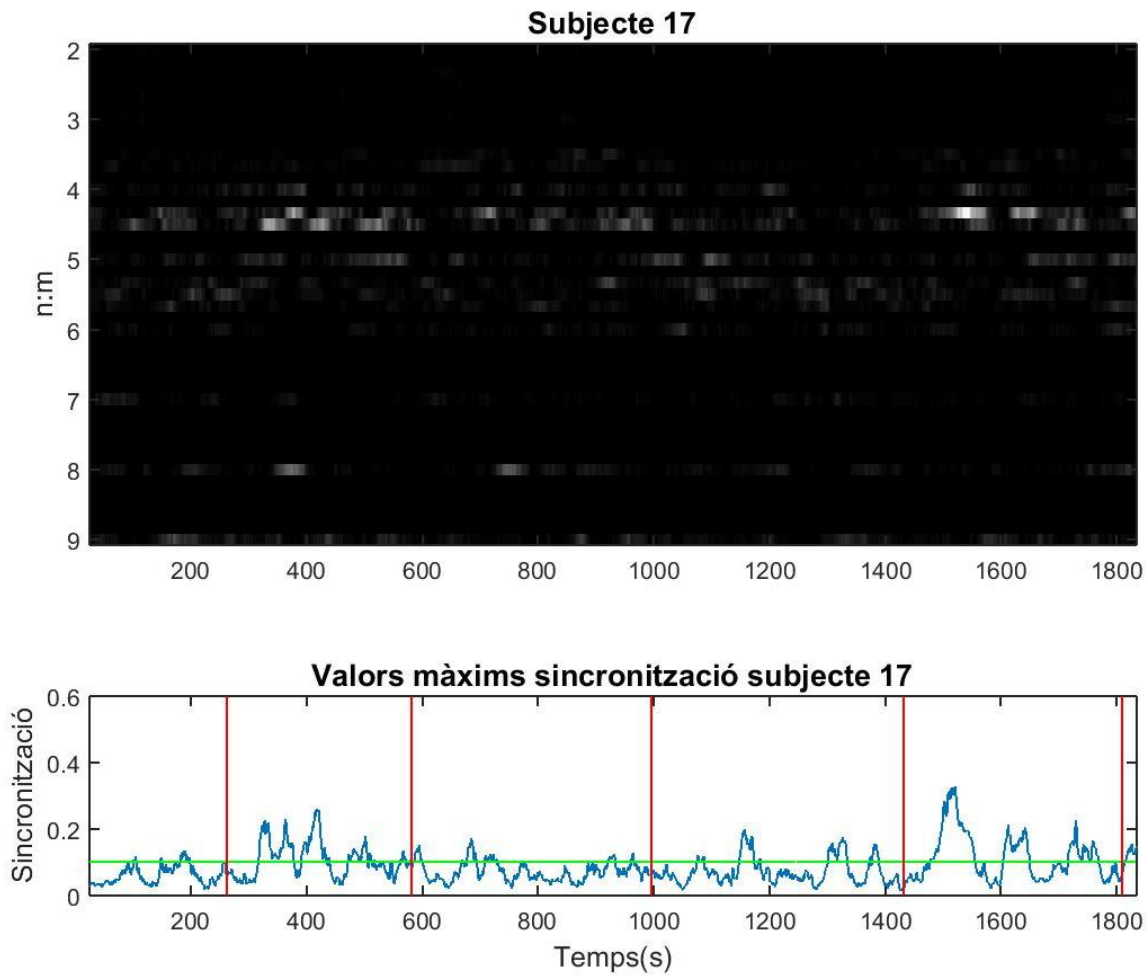
**Figura A.11.** Grau de sincronització per al subjecte 13. La gràfica superior mostra com varien els graus de sincronització  $\gamma_{n,m}(t_k)$  al llarg del temps per a totes les possibles parelles  $(n,m)$ . El color blanc mostra el valor més gran i el negre el més petit. La gràfica inferior mostra com varia el grau de sincronització  $\gamma_{max}(t_k)$  al llarg del temps. Per a cada valor de temps  $t_k$ , el valor  $\gamma_{max}(t_k)$  correspon al valor màxim de  $\gamma_{n,m}(t_k)$  de totes les possibles parelles  $(n,m)$ .



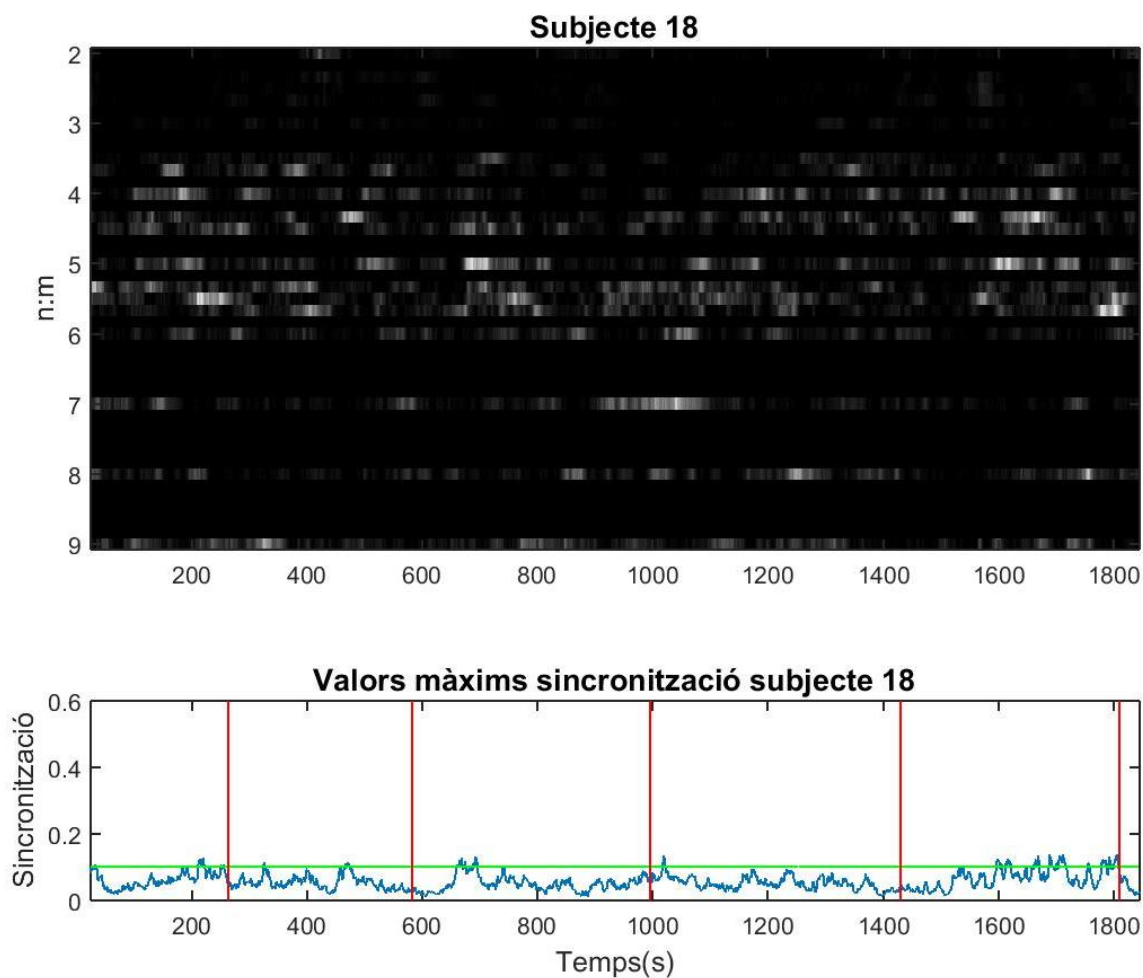
**Figura A.12.** Grau de sincronització per al subjecte 14. La gràfica superior mostra com varien els graus de sincronització  $\gamma_{n,m}(t_k)$  al llarg del temps per a totes les possibles parelles (n,m). El color blanc mostra el valor més gran i el negre el més petit. La gràfica inferior mostra com varia el grau de sincronització  $\gamma_{max}(t_k)$  al llarg del temps. Per a cada valor de temps  $t_k$ , el valor  $\gamma_{max}(t_k)$  correspon al valor màxim de  $\gamma_{n,m}(t_k)$  de totes les possibles parelles (n,m).



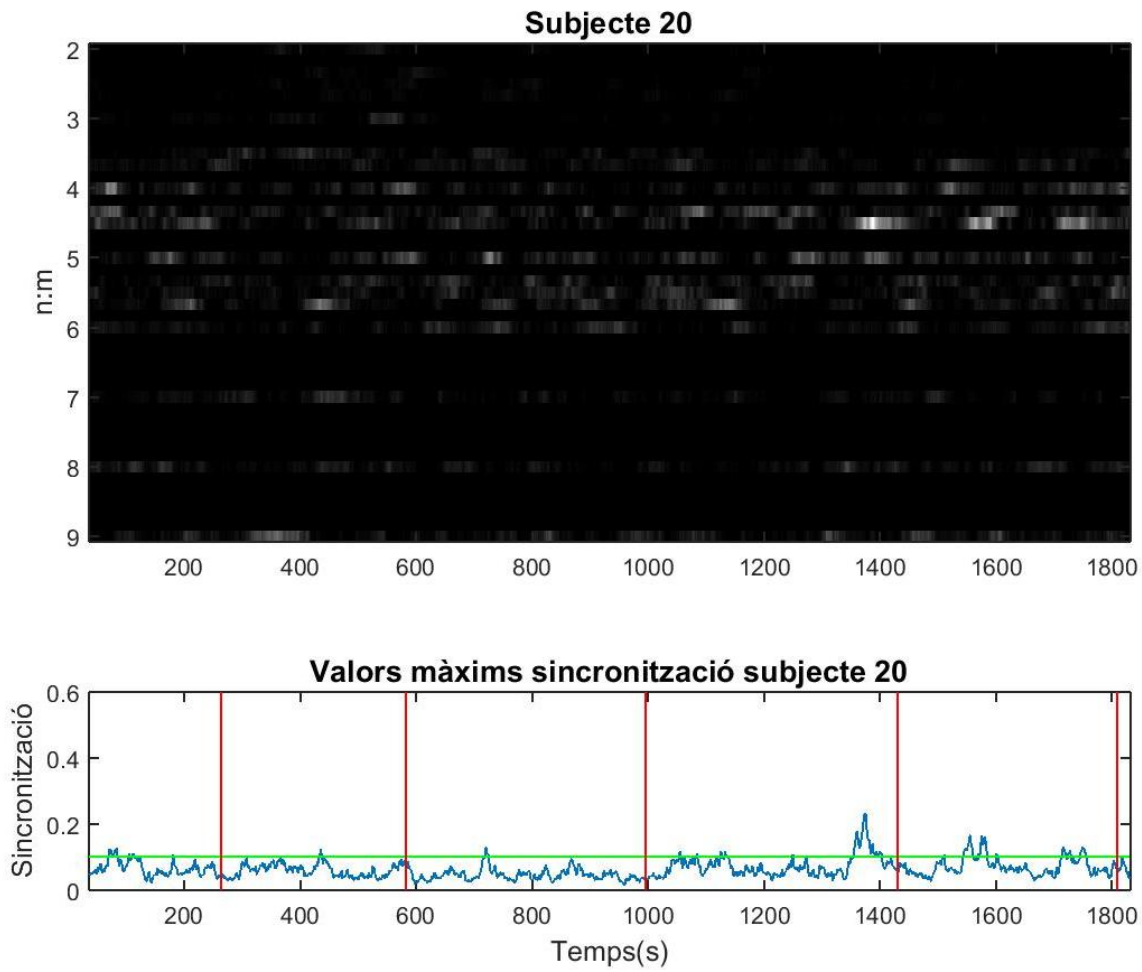
**Figura A.13.** Grau de sincronització per al subjecte 16. La gràfica superior mostra com varien els graus de sincronització  $\gamma_{n,m}(t_k)$  al llarg del temps per a totes les possibles parelles (n,m). El color blanc mostra el valor més gran i el negre el més petit. La gràfica inferior mostra com varia el grau de sincronització  $\gamma_{max}(t_k)$  al llarg del temps. Per a cada valor de temps  $t_k$ , el valor  $\gamma_{max}(t_k)$  correspon al valor màxim de  $\gamma_{n,m}(t_k)$  de totes les possibles parelles (n,m).



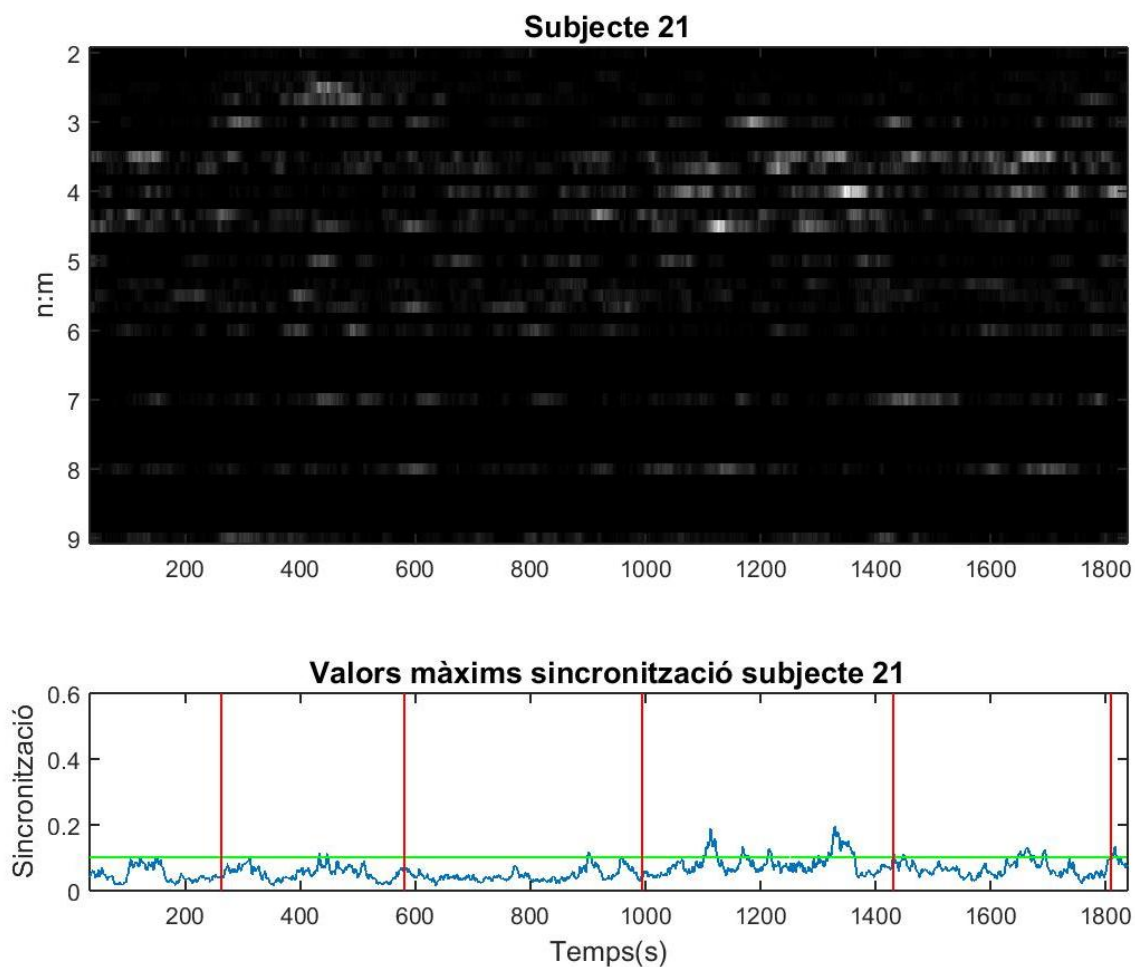
**Figura A.14.** Grau de sincronització per al subjecte 17. La gràfica superior mostra com varien els graus de sincronització  $\gamma_{n,m}(t_k)$  al llarg del temps per a totes les possibles parelles (n,m). El color blanc mostra el valor més gran i el negre el més petit. La gràfica inferior mostra com varia el grau de sincronització  $\gamma_{max}(t_k)$  al llarg del temps. Per a cada valor de temps  $t_k$ , el valor  $\gamma_{max}(t_k)$  correspon al valor màxim de  $\gamma_{n,m}(t_k)$  de totes les possibles parelles (n,m).



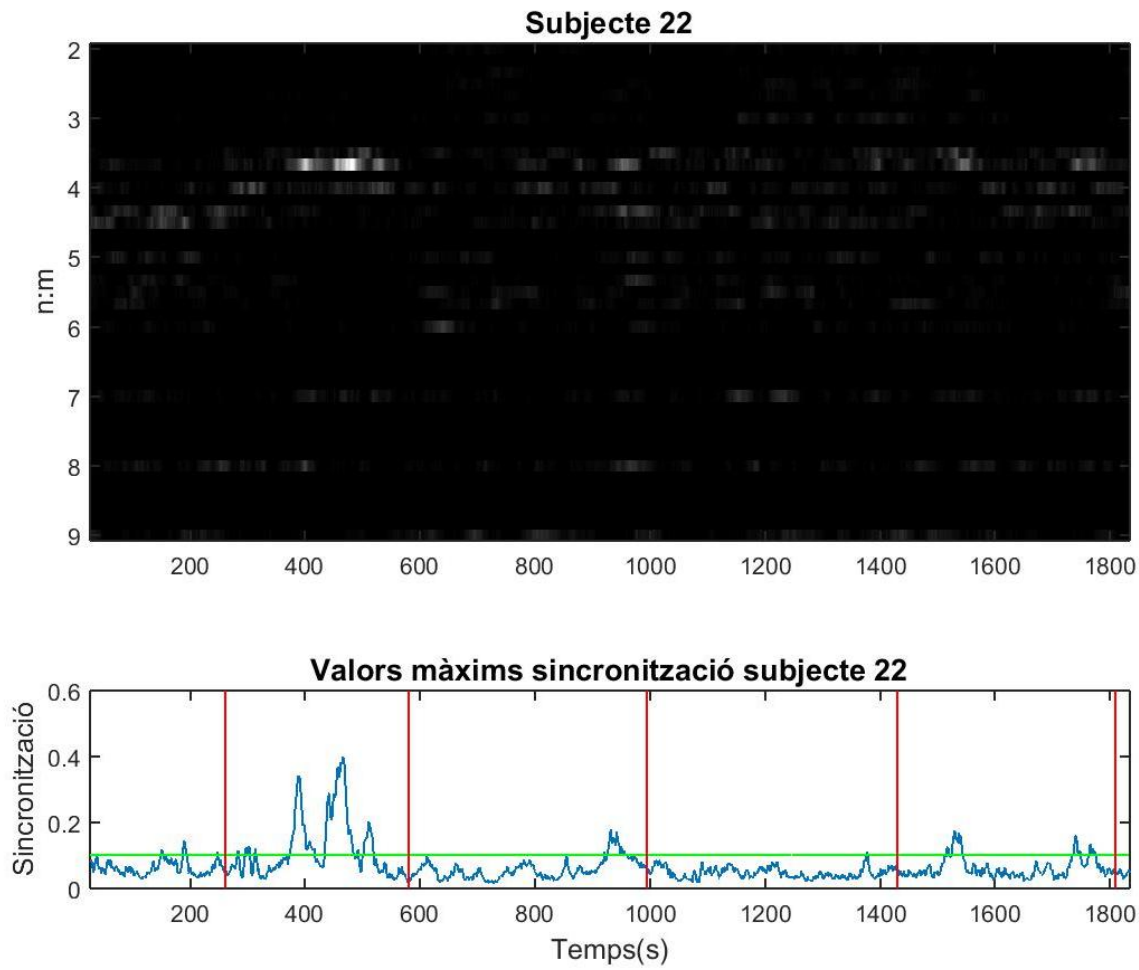
**Figura A.15.** Grau de sincronització per al subjecte 18. La gràfica superior mostra com varien els graus de sincronització  $\gamma_{n,m}(t_k)$  al llarg del temps per a totes les possibles parelles  $(n,m)$ . El color blanc mostra el valor més gran i el negre el més petit. La gràfica inferior mostra com varia el grau de sincronització  $\gamma_{max}(t_k)$  al llarg del temps. Per a cada valor de temps  $t_k$ , el valor  $\gamma_{max}(t_k)$  correspon al valor màxim de  $\gamma_{n,m}(t_k)$  de totes les possibles parelles  $(n,m)$ .



**Figura A.16.** Grau de sincronització per al subjecte 20. La gràfica superior mostra com varien els graus de sincronització  $\gamma_{n,m}(t_k)$  al llarg del temps per a totes les possibles parelles  $(n,m)$ . El color blanc mostra el valor més gran i el negre el més petit. La gràfica inferior mostra com varia el grau de sincronització  $\gamma_{max}(t_k)$  al llarg del temps. Per a cada valor de temps  $t_k$ , el valor  $\gamma_{max}(t_k)$  correspon al valor màxim de  $\gamma_{n,m}(t_k)$  de totes les possibles parelles  $(n,m)$ .

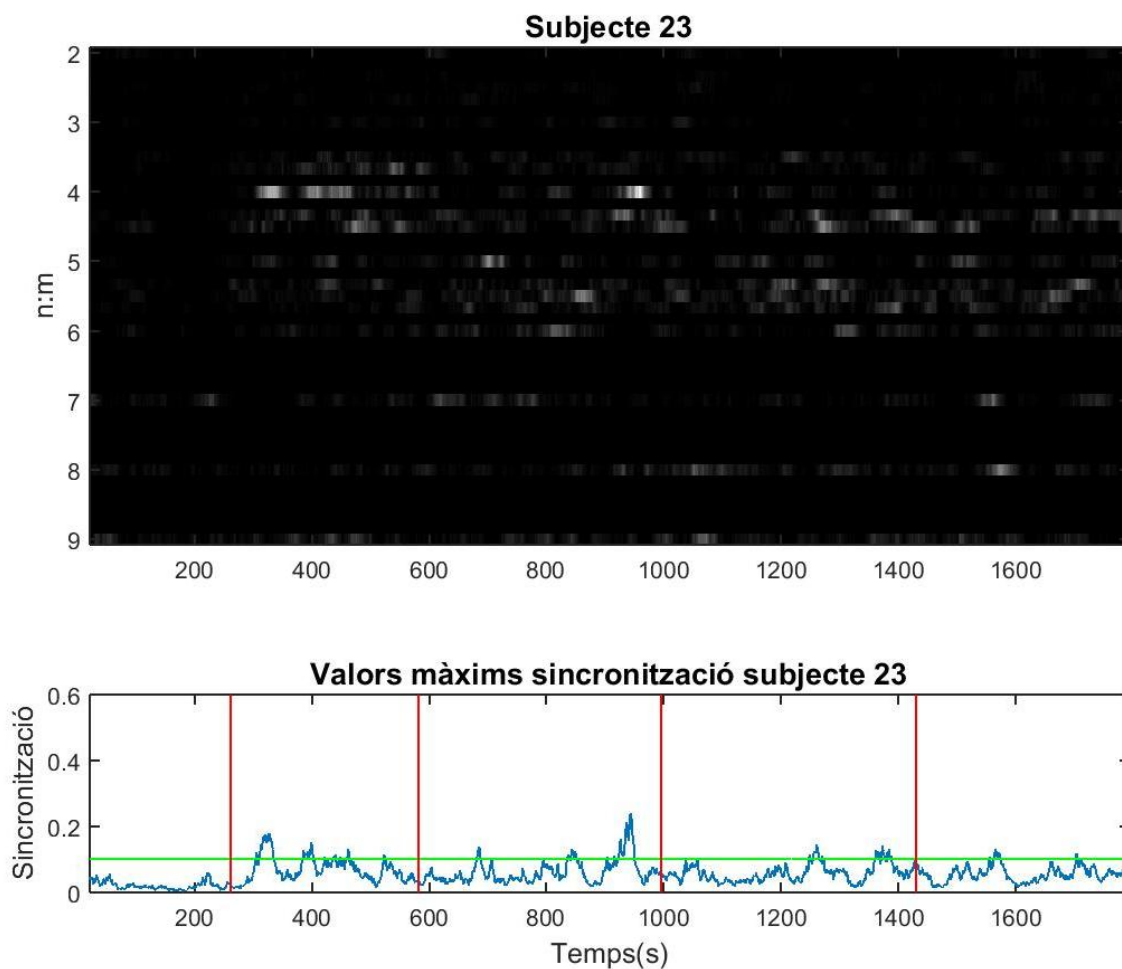


**Figura A.17.** Grau de sincronització per al subjecte 21. La gràfica superior mostra com varien els graus de sincronització  $\gamma_{n,m}(t_k)$  al llarg del temps per a totes les possibles parelles (n,m). El color blanc mostra el valor més gran i el negre el més petit. La gràfica inferior mostra com varia el grau de sincronització  $\gamma_{max}(t_k)$  al llarg del temps. Per a cada valor de temps  $t_k$ , el valor  $\gamma_{max}(t_k)$  correspon al valor màxim de  $\gamma_{n,m}(t_k)$  de totes les possibles parelles (n,m).

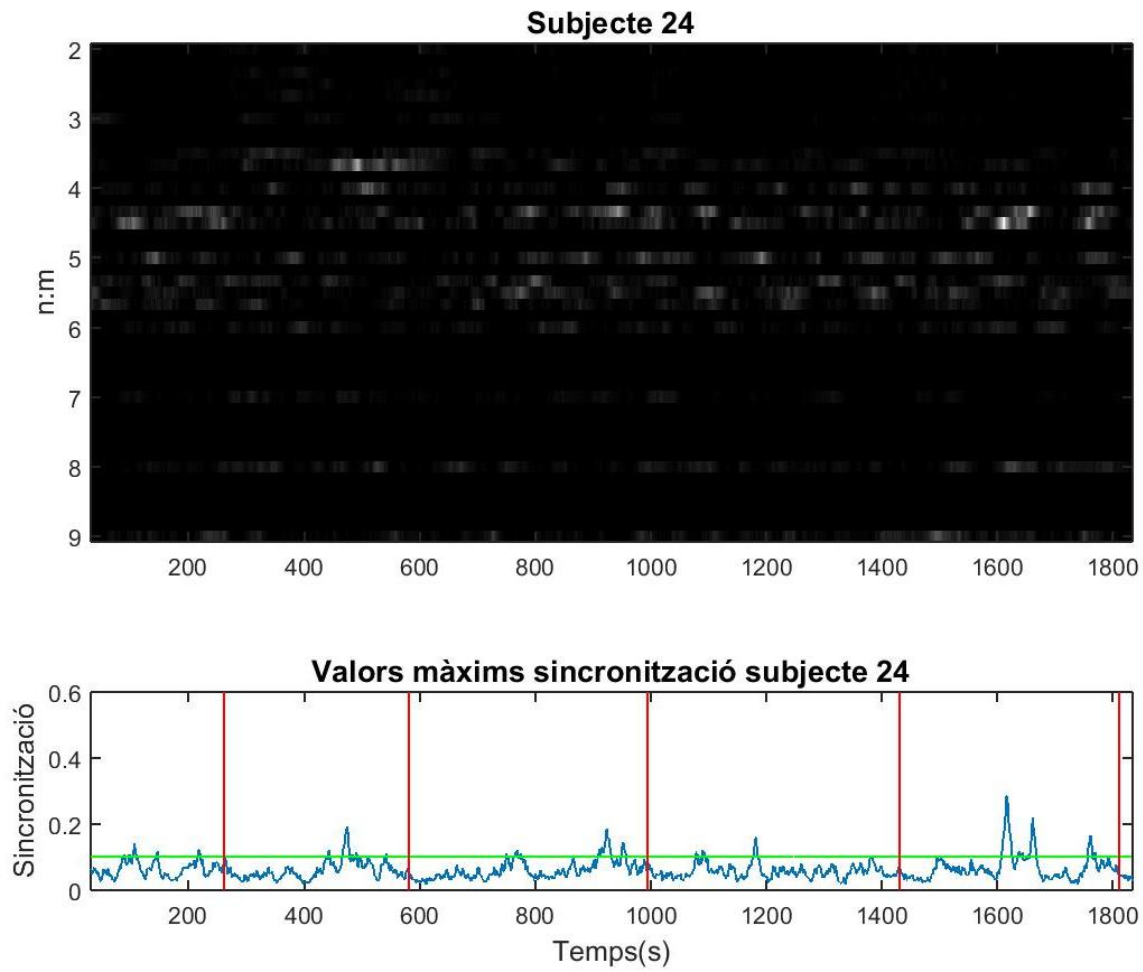


**Figura A.18.** Grau de sincronització per al subjecte 22. La gràfica superior mostra com varien els graus de sincronització  $\gamma_{n,m}(t_k)$  al llarg del temps per a totes les possibles parelles  $(n,m)$ . El color blanc mostra el valor més gran i el negre el més petit. La gràfica inferior mostra com varia el grau de sincronització  $\gamma_{max}(t_k)$  al llarg del temps. Per a cada valor de temps  $t_k$ , el valor  $\gamma_{max}(t_k)$  correspon al valor màxim de  $\gamma_{n,m}(t_k)$  de totes les possibles parelles  $(n,m)$ .

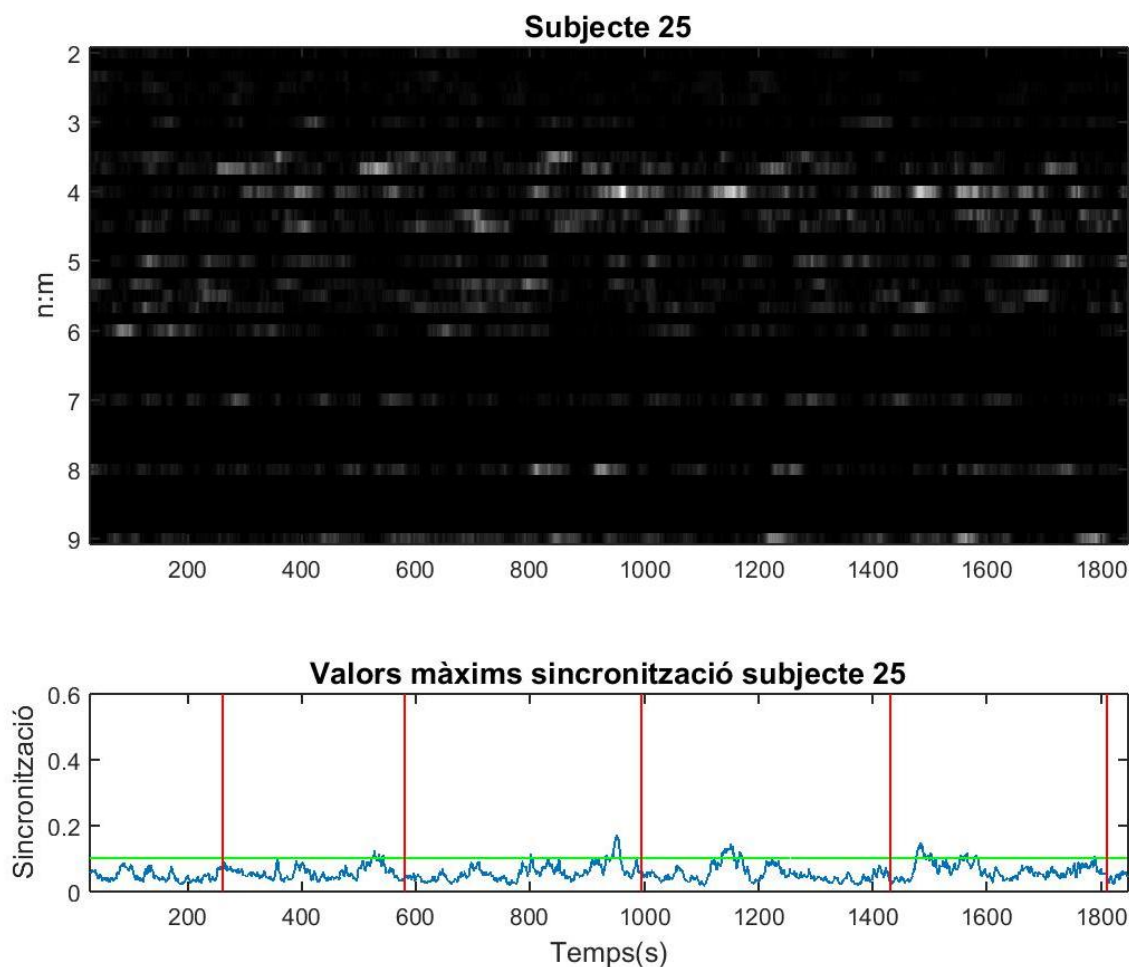




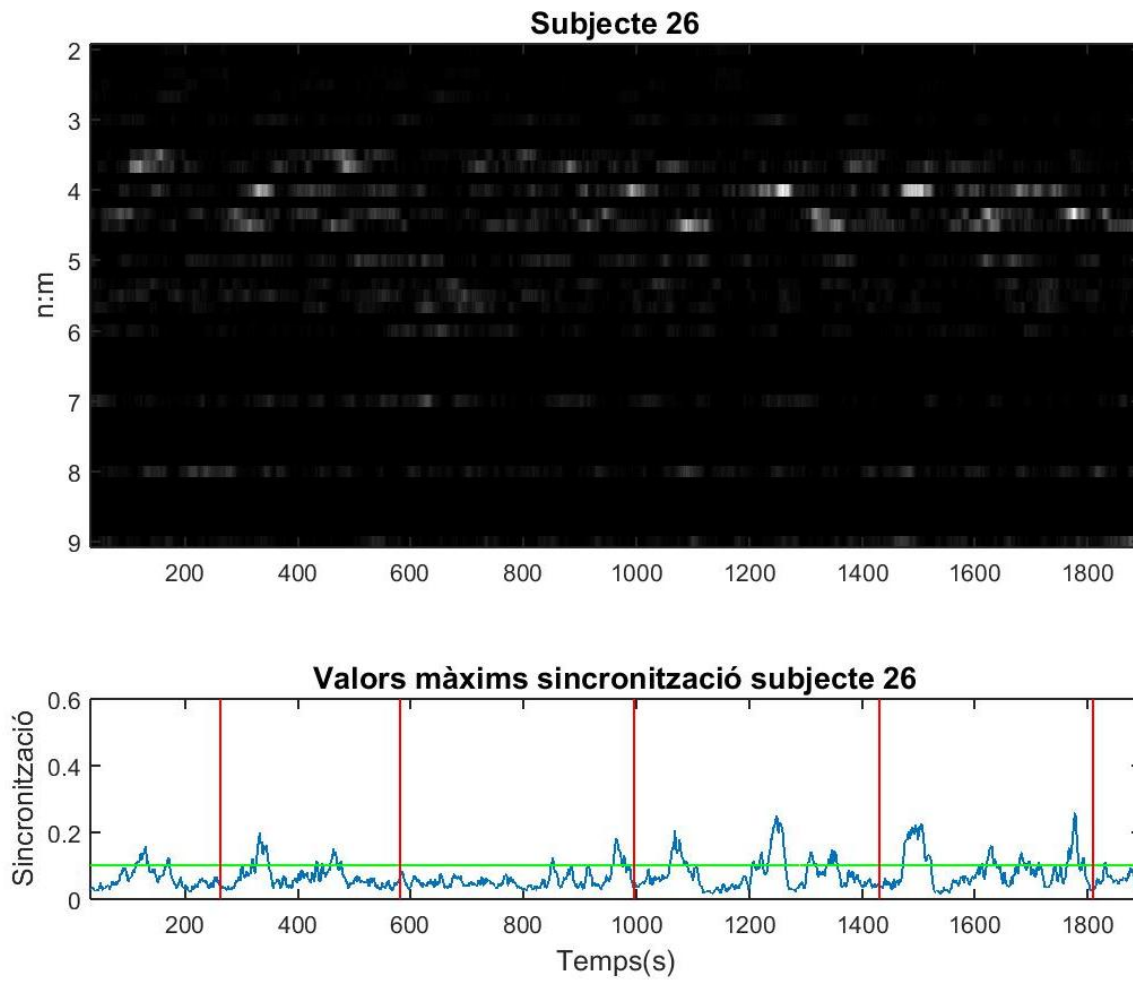
**Figura A.19.** Grau de sincronització per al subjecte 23. La gràfica superior mostra com varien els graus de sincronització  $\gamma_{n,m}(t_k)$  al llarg del temps per a totes les possibles parelles  $(n,m)$ . El color blanc mostra el valor més gran i el negre el més petit. La gràfica inferior mostra com varia el grau de sincronització  $\gamma_{max}(t_k)$  al llarg del temps. Per a cada valor de temps  $t_k$ , el valor  $\gamma_{max}(t_k)$  correspon al valor màxim de  $\gamma_{n,m}(t_k)$  de totes les possibles parelles  $(n,m)$ .



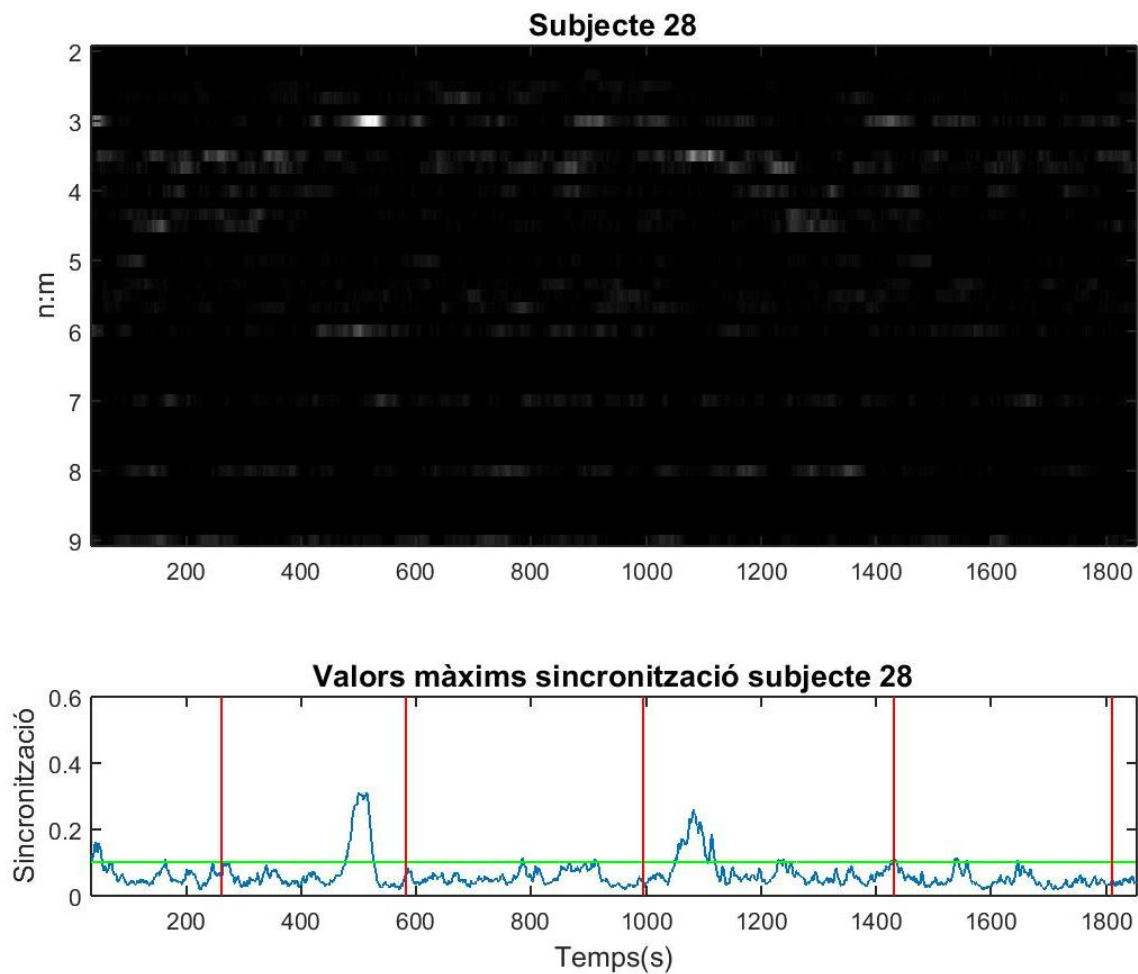
**Figura A.20.** Grau de sincronització per al subjecte 24. La gràfica superior mostra com varien els graus de sincronització  $\gamma_{n,m}(t_k)$  al llarg del temps per a totes les possibles parelles (n,m). El color blanc mostra el valor més gran i el negre el més petit. La gràfica inferior mostra com varia el grau de sincronització  $\gamma_{max}(t_k)$  al llarg del temps. Per a cada valor de temps  $t_k$ , el valor  $\gamma_{max}(t_k)$  correspon al valor màxim de  $\gamma_{n,m}(t_k)$  de totes les possibles parelles (n,m).



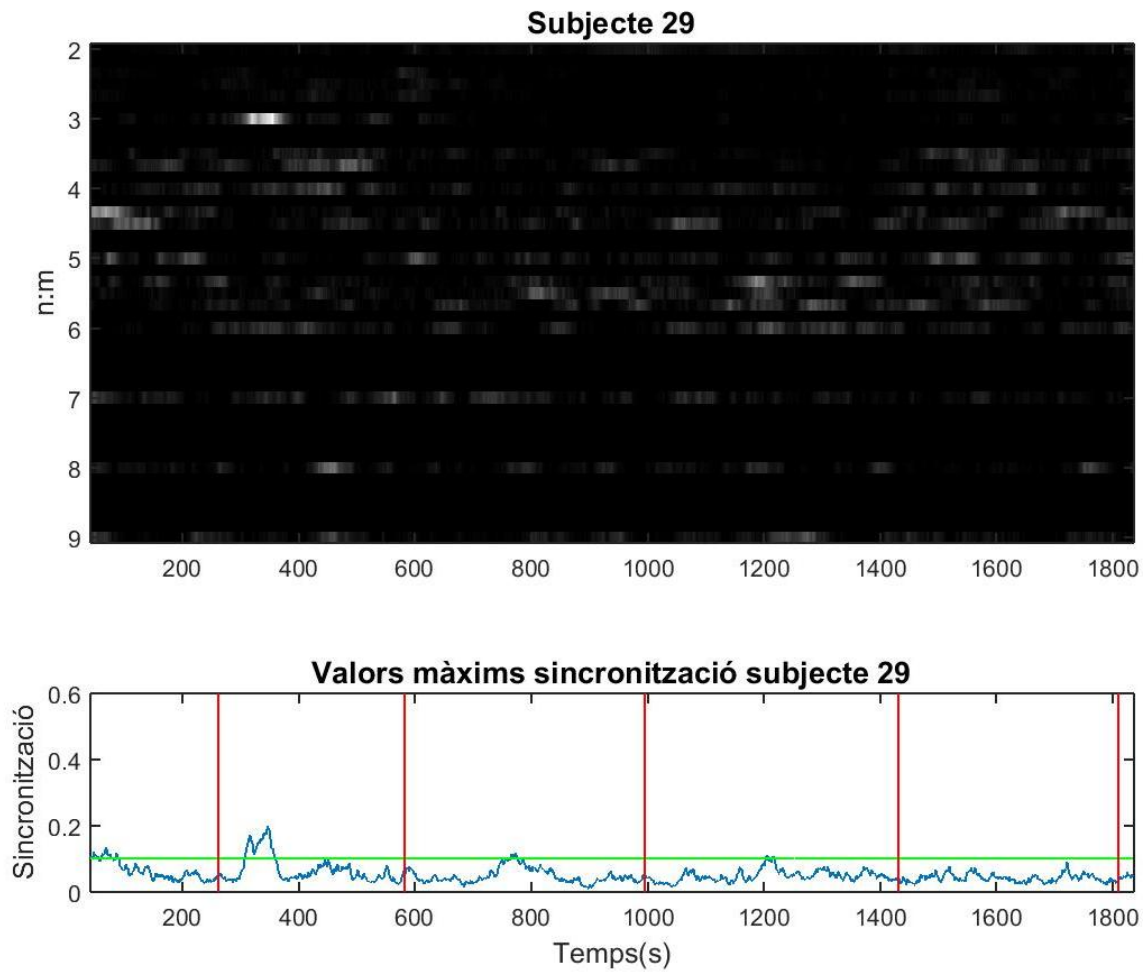
**Figura A.21.** Grau de sincronització per al subjecte 25. La gràfica superior mostra com varien els graus de sincronització  $\gamma_{n,m}(t_k)$  al llarg del temps per a totes les possibles parelles  $(n,m)$ . El color blanc mostra el valor més gran i el negre el més petit. La gràfica inferior mostra com varia el grau de sincronització  $\gamma_{max}(t_k)$  al llarg del temps. Per a cada valor de temps  $t_k$ , el valor  $\gamma_{max}(t_k)$  correspon al valor màxim de  $\gamma_{n,m}(t_k)$  de totes les possibles parelles  $(n,m)$ .



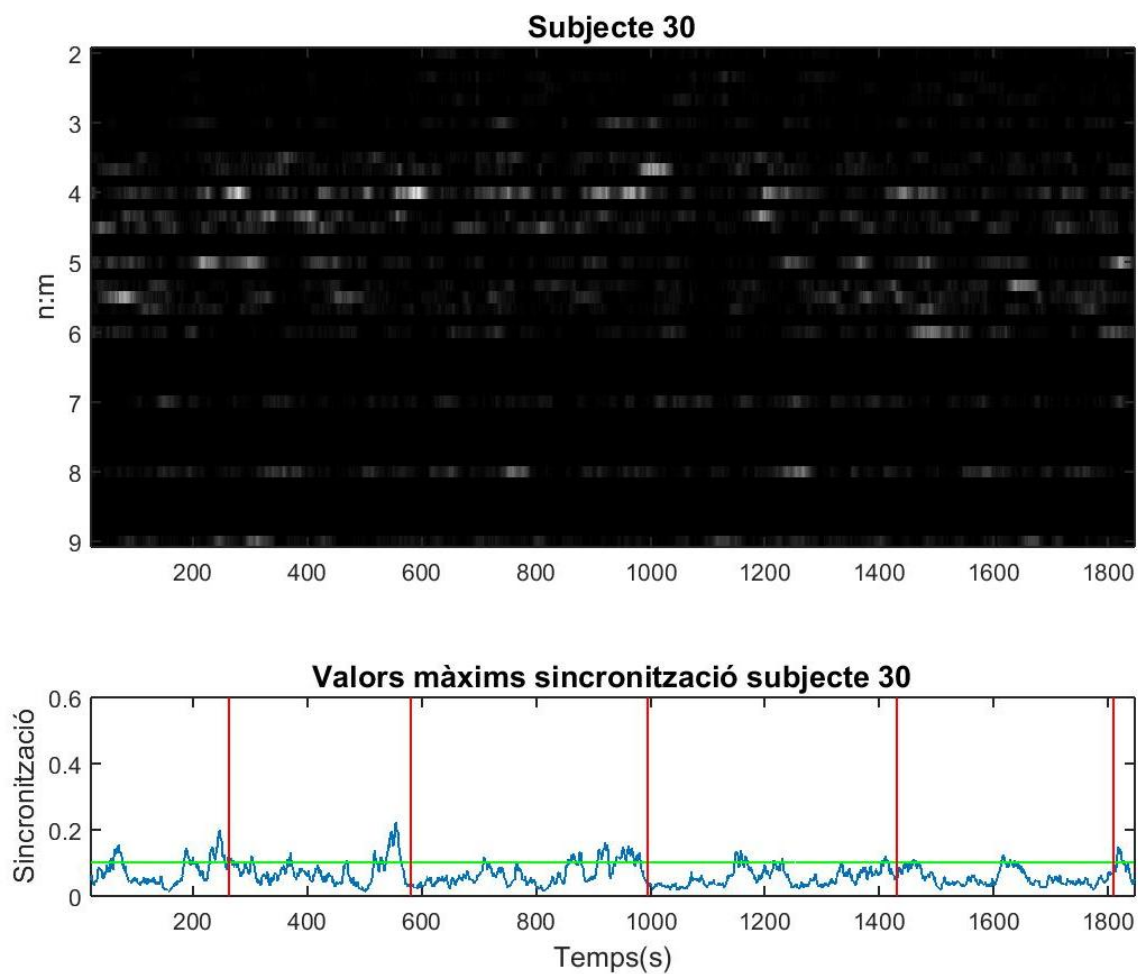
**Figura A.22.** Grau de sincronització per al subjecte 26. La gràfica superior mostra com varien els graus de sincronització  $\gamma_{n,m}(t_k)$  al llarg del temps per a totes les possibles parelles (n,m). El color blanc mostra el valor més gran i el negre el més petit. La gràfica inferior mostra com varia el grau de sincronització  $\gamma_{max}(t_k)$  al llarg del temps. Per a cada valor de temps  $t_k$ , el valor  $\gamma_{max}(t_k)$  correspon al valor màxim de  $\gamma_{n,m}(t_k)$  de totes les possibles parelles (n,m).



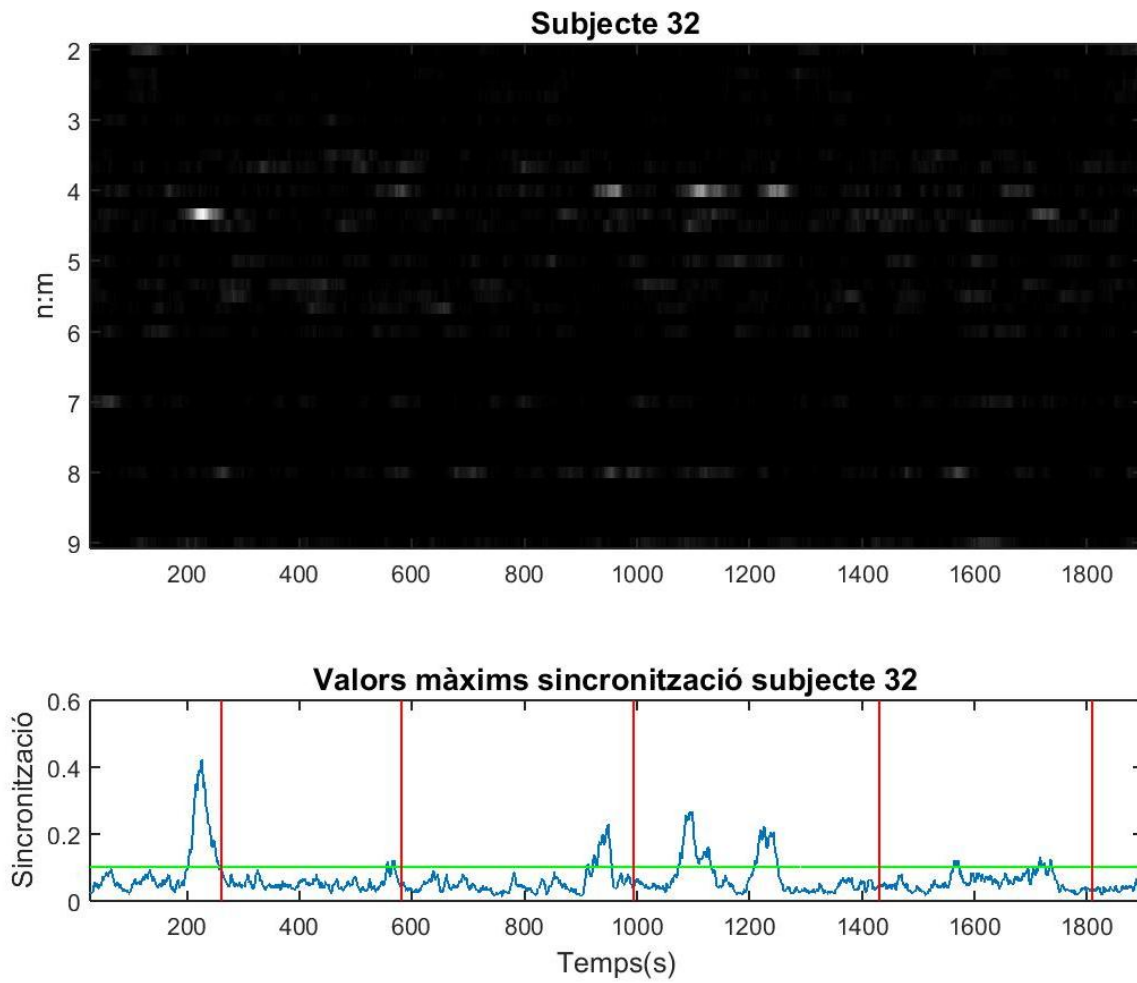
**Figura A.23.** Grau de sincronització per al subjecte 28. La gràfica superior mostra com varien els graus de sincronització  $\gamma_{n,m}(t_k)$  al llarg del temps per a totes les possibles parelles (n,m). El color blanc mostra el valor més gran i el negre el més petit. La gràfica inferior mostra com varia el grau de sincronització  $\gamma_{max}(t_k)$  al llarg del temps. Per a cada valor de temps  $t_k$ , el valor  $\gamma_{max}(t_k)$  correspon al valor màxim de  $\gamma_{n,m}(t_k)$  de totes les possibles parelles (n,m).



**Figura A.24.** Grau de sincronització per al subjecte 29. La gràfica superior mostra com varien els graus de sincronització  $\gamma_{n,m}(t_k)$  al llarg del temps per a totes les possibles parelles  $(n,m)$ . El color blanc mostra el valor més gran i el negre el més petit. La gràfica inferior mostra com varia el grau de sincronització  $\gamma_{max}(t_k)$  al llarg del temps. Per a cada valor de temps  $t_k$ , el valor  $\gamma_{max}(t_k)$  correspon al valor màxim de  $\gamma_{n,m}(t_k)$  de totes les possibles parelles  $(n,m)$ .

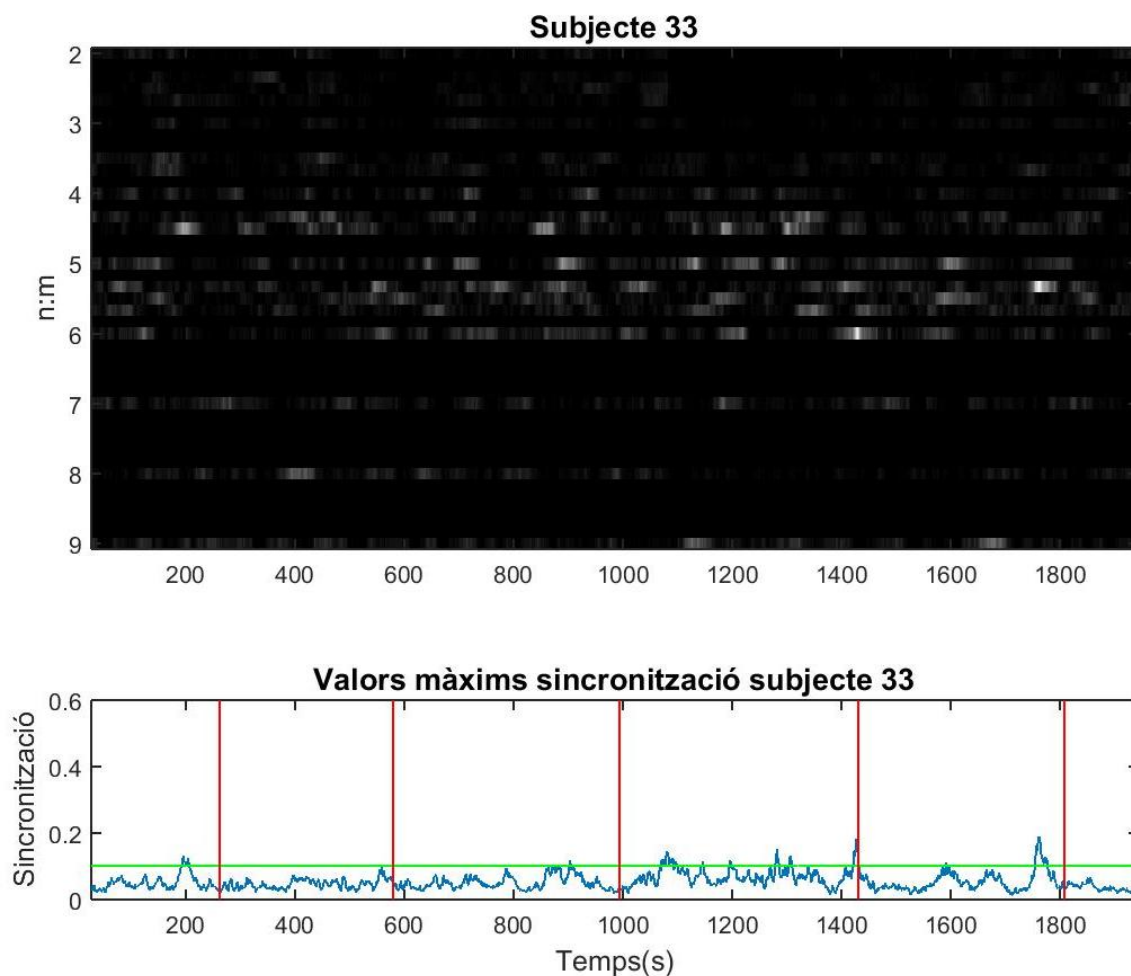


**Figura A.25.** Grau de sincronització per al subjecte 30. La gràfica superior mostra com varien els graus de sincronització  $\gamma_{n,m}(t_k)$  al llarg del temps per a totes les possibles parelles (n,m). El color blanc mostra el valor més gran i el negre el més petit. La gràfica inferior mostra com varia el grau de sincronització  $\gamma_{max}(t_k)$  al llarg del temps. Per a cada valor de temps  $t_k$ , el valor  $\gamma_{max}(t_k)$  correspon al valor màxim de  $\gamma_{n,m}(t_k)$  de totes les possibles parelles (n,m).



**Figura A.26.** Grau de sincronització per al subjecte 32. La gràfica superior mostra com varien els graus de sincronització  $\gamma_{n,m}(t_k)$  al llarg del temps per a totes les possibles parelles (n,m). El color blanc mostra el valor més gran i el negre el més petit. La gràfica inferior mostra com varia el grau de sincronització  $\gamma_{max}(t_k)$  al llarg del temps. Per a cada valor de temps  $t_k$ , el valor  $\gamma_{max}(t_k)$  correspon al valor màxim de  $\gamma_{n,m}(t_k)$  de totes les possibles parelles (n,m).





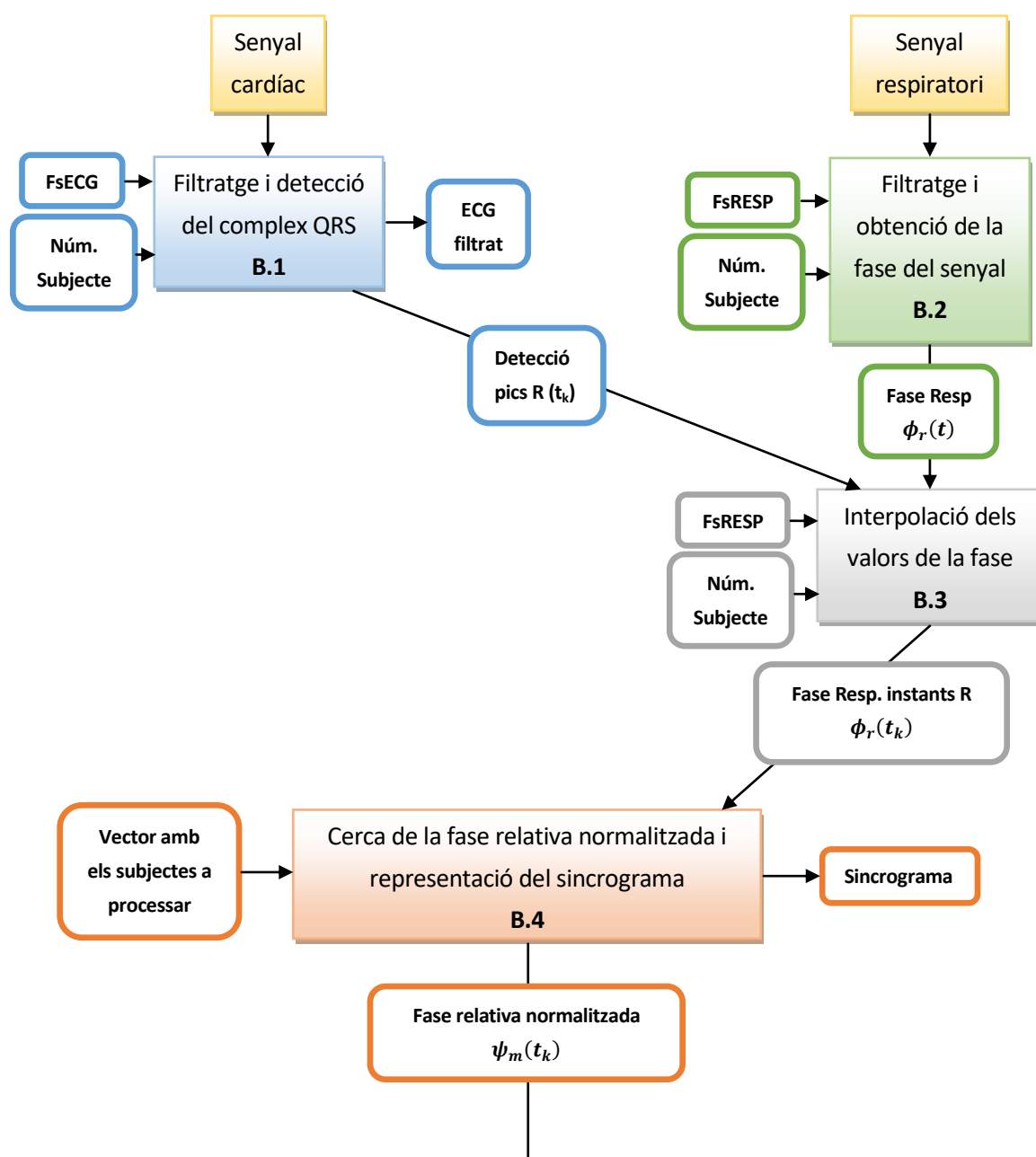
**Figura A.27.** Grau de sincronització per al subjecte 33. La gràfica superior mostra com varien els graus de sincronització  $\gamma_{n,m}(t_k)$  al llarg del temps per a totes les possibles parelles (n,m). El color blanc mostra el valor més gran i el negre el més petit. La gràfica inferior mostra com varia el grau de sincronització  $\gamma_{max}(t_k)$  al llarg del temps. Per a cada valor de temps  $t_k$ , el valor  $\gamma_{max}(t_k)$  correspon al valor màxim de  $\gamma_{n,m}(t_k)$  de totes les possibles parelles (n,m).

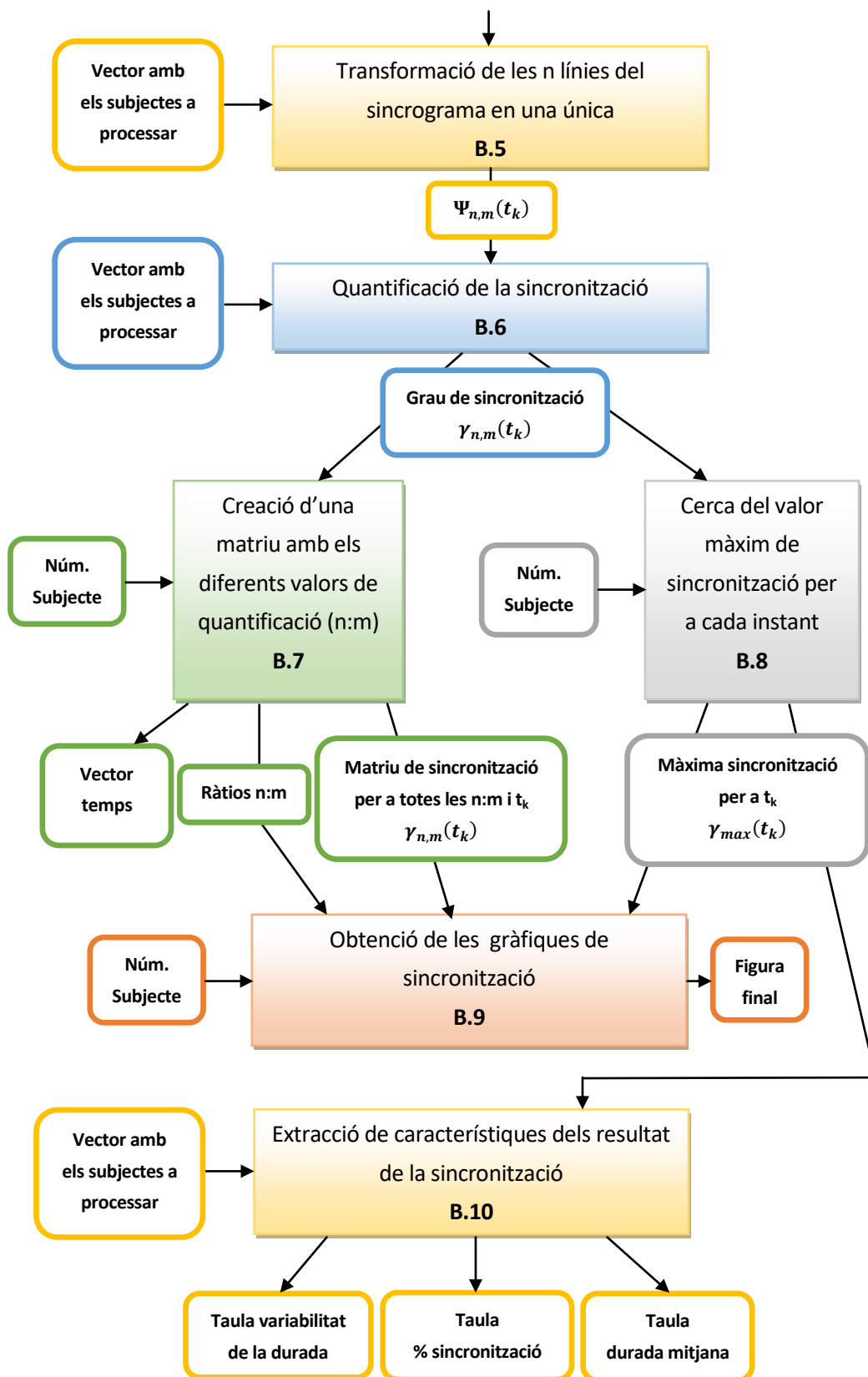


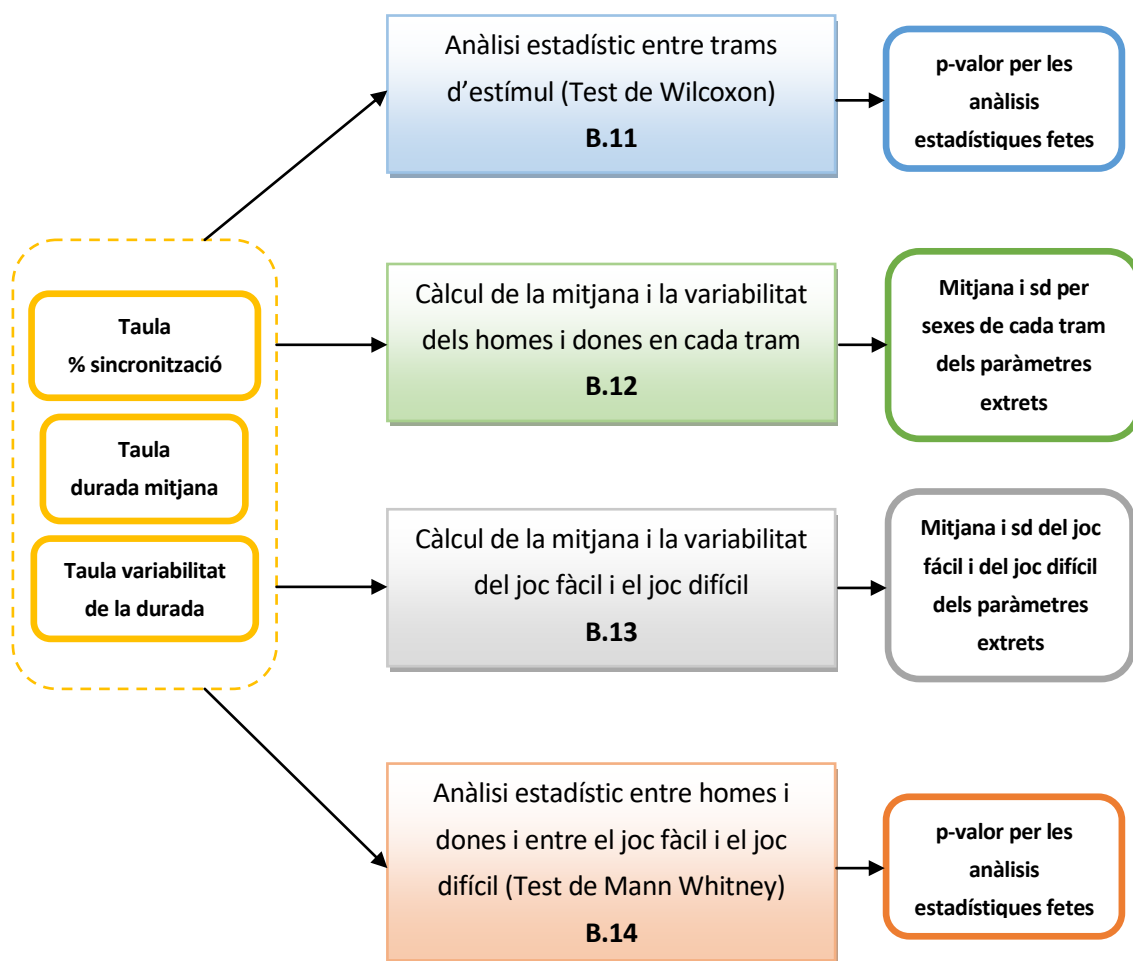
## Annex B: Codi de MATLAB

En aquest annex s'adjunten els codis de MATLAB emprats per dur a terme l'estudi. Cada un d'aquests explica detalladament cada pas i consta també d'una breu introducció on es descriuen les variables d'entrada, les variables de sortida i quina funció té el programa.

A continuació es mostra un esquema que permet veure l'ordre dels programes i les dades d'entrada/sortida seguint els passos descrit a l'apartat de metodologia:







## Programes utilitzats

### B.1. Funció per filtrar i detectar el complex QRS del senyal cardíac

```
function [ E,R ] = R_Detection( subject,FsECG )

%%
%% Aquesta funció filtra el senyal cardíac (pre-processament) i detecta
el complex QRS seguint l'algorisme d'Alfonso & Tompkins
%%
%%OBSERVACIONS:Els senyals es troben dins d'un fitxer anomenat SXXr.mat.
Un cop carregat el fitxer, el senyal cardíac es troba a la carpeta ecg.
%%
%%ENTRADES:
%%
%% FsRESP - Freqüència de mostreig del senyal cardíac (real)
%%
%% subject - Número de subjecte (positive integer)
%%
%%SORTIDES:
%%
%% E - ECG filtrat i vector temps corresponent [matriu Nx2]
%%
%% R - Detecció dels pics R i instants en els que succeeixen [matriu Nx2]
%%

%Es crea un bucle per carregar el senyal (S00,S01...)
patname = num2str(subject);
if subject<10,
    patname = ['0' patname];
end;

%Nom del senyal enregistrat i es carrega aquest
nom=strcat('S',patname,'r.mat');
x=load(nom);

%Llargada ECG
LECG = length(x.ecg);

%Creació eix 'x' i el transposat per tal de guardar el vector temps
del senyal
tECG = 0:1/FsECG:(LECG-1)/FsECG;
tECGbo=tECG';

%Es filtra l'ECG amb un HP de 0.5 i un LP de 35
[hpb,hpa]=butter(4,0.5/500,'high');
[lpb,lpa]=butter(4,35/500);
ecgh=filtfilt(hpb,hpa,x.ecg);
ecg=filtfilt(lpb,lpa,ecgh);

%Es realitza la detecció del complex QRS seguint l'article de Alfonso
& Tompkins amb una rutina descarregada de la pàgina BIOSIG
punts=qrstdetect(ecg,500);

%Els punts en que troba un pic R els guardem en un nou vector
RPeaks=punts.EVENT.POS;
```

```

%Es guarda el vector de l'ECG filtrat i el seu corresponent temps
E=[ecg,tECGbo];
save(['E',num2str(subject),'.txt'],'E','-ascii');

%Es guarda els instants en que es detecta un pic R i el valor
d'aquests
R=[ecg(RPeaks),tECGbo(RPeaks)];
save(['R',num2str(subject),'.txt'],'R','-ascii');

end

```

## B.2. Funció per filtrar i calcular la fase de la respiració

```

function [ Respi, P ] = Phase_Detection( subject,FsRESP )

%%
%% Aquesta funció filtra el senyal respiratori (pre-processament) i busca
la fase del senyal mitjançant la Transformada de Hilbert
%%
%%OBSERVACIONS:Els senyals es troben dins d'un fitxer anomenat SXXr.mat.
Un cop carregat el fitxer, el senyal respiratori es troba a la carpeta
resp.
%%
%%ENTRADES:
%%
%% FsRESP - Freqüència de mostreig del senyal respiratori (real)
%%
%% subject - Número de subjecte (positive integer)
%%
%%SORTIDES:
%%
%% Respi - Senyal respiratori filtrat i vector temps corresponent [matriu
Nx2]
%%
%% P - Fase del senyal respiratori i instants de temps de cada mostra
[matriu Nx2]
%%

%Es crea un bucle per carregar el senyal (S00,S01...)
patname = num2str(subject);
if subject<10,
    patname = ['0' patname];
end;

%Nom del senyal enregistrat i es carrega aquest
nom=strcat('S',patname,'r.mat');
x = load(nom);

%Llargada resp
LRESP = length(x.resp);

%Creació eix 'x' per tal de guardar el vector temps del senyal
tRESP = 0:1/FsRESP:(LRESP-1)/FsRESP;

```

```

%Creació de filtres passa alt a 0,05 i passa baix a 1 i filtratge del
senyal
[hpb,hpa]=butter(4,0.05/100,'high');
[lpb,lpa]=butter(4,1/100);
resph=filtfilt(hpb,hpa,x.resp);
resp=filtfilt(lpb,lpa,resph);

%Obtenció de la fase a través de la transformada de Hilbert
resphil=hilbert(resp);

%Del resultat de la transformada es busca l'angle (fase) i se li suma
pi per tal d'obtenir l'angle per sobre de 0
fase=angle(resphil);
fase1=unwrap(fase+pi);

%Es representa la respiració i la fase d'aquesta
figure;
plot(tRESP,resp); hold on;
plot(tRESP,fase1);

%Es transposa el temps del vector Resp per tal de guardar-lo
tRESPbo=tRESP';

%Es guarda en un vector el senyal respiratori i el temps en que
succeeix
Respi=[resp,tRESPbo];
save(['Respi',num2str(subject),'.txt'],'Respi','-ascii');

%Es guarda en un vector la fase i el temps en que succeeix
P=[fase1,tRESPbo];
save(['P',num2str(subject),'.txt'],'P','-ascii');

end

```

### B.3. Funció per interpol·lar el valor de la fase en els instants dels pics R

```

function [ FI ] = Interpol_Fase( subject,FsRESP )

%%
%%Aquesta funció interpola el valor obtingut de la fase per als instants
en que s'ha detectat un pic R ja que la fase obtinguda en l'anterior
programa no coincideix degut a la diferent freqüència de mostreig dels
senyals
%%
%%ENTRADES:
%%
%% FsRESP - Freqüència de mostreig del senyal cardíac (real)
%%
%% subject - Número de subjecte (positive integer)
%%
%%SORTIDA:
%%
%% FI - Fase del senyal respiratori en els instants dels pics R i
instants en els que succeeixen [matriu Nx2]

```



```
%%

%Es transforma el nom del subjecte de número a string
subjecte = num2str(subject);

%Es carreguen els valors de fase i el seu vector temps
nomFase=strcat('P',subjecte,'.txt');
Fase = load(nomFase);
vectorFase=Fase(:,1);
tempsFase=Fase(:,2);

%Es busca la llargada del vector fase
LRESP=length(Fase);

%Es carrega el vector de detecció dels pics R juntament amb el vector temps
nomR=strcat('R',subjecte,'.txt');
R = load(nomR);
vectorR=R(:,1);
tempsR=R(:,2);

%Es busca la llargada del vector que conté la detecció dels pics R
LR=length(R);

%Es crea un vector amb zeros i de llargada LR per posteriorment
interpol·lar el valor de la fase amb un bucle
Fi=zeros(1,LR);

    for i=1:LR
        %Es busca el valor de temps anterior al pic R
        tAnt=tempsR(i);
        k=find((tempsFase<tAnt),1,'last');
        %Es busca el valor de temps posterior al pic R
        l=k+1;
        %Es calcula el pendent de la recta entre els dos valors de temps
        Fa1=vectorFase(k);
        Fa2=vectorFase(l);
        m=((Fa2-Fa1)/(tempsFase(l)-tempsFase(k)));
        %Es calcula la fase interpolada en l'instant del pic R
        Fi(i)=(m*(tAnt-tempsFase(k))+Fa1);
    end;

%Es crea el vector de fase 'FI'
FiTrans=Fi';
FI=[FiTrans,tempsR];

%Es guarda el vector per tal de prosseguir amb la sincronització
save(['FI',num2str(subjecte),'.txt'],'FI','-ascii');
```

end

#### B.4. Programa per trobar la fase relativa normalitzada i fer la gràfica del sincrograma

```
%%
%% Aquest programa busca la fase relativa normalitzada per a m=1, 2 i 3,
és a dir, cada cicle respiratori, cada dos cicles i cada tres. També
representa aquesta variable (NRP) obtenint la imatge del sincrograma.
%%
%%ENTRADA:
%%
%% pacient - Vector amb els subjectes que es volen analitzar (positive
integer)
%%
%%SORTIDES:
%%
%% NRP - Fase relativa normalitzada i vector temps corresponent per a
cada 'm' [matriu Nx2]
%%
%% NRP - Gràfica del sincrograma amb les diferents 'm' representades
(figura)
%%

%Es crea un vector amb els subjectes escollits
pacient=[0,1,2,4,6,7,8,9,10,11,12,13,14,16,17,18,20,21,22,23,24,25,26,28,
29,30,32,33,34];

%Es defineix un comptador per realitzar el bucle
i=1;

%Bucle per analitzar tots els subjectes anteriors
while pacient(i)<34
%Cicles respiratoris amb els quals es buscara la NRP
for m=1:3
    subject = num2str(pacient(i));

    %Es carreguen els valors de fase interpol·lats i el seu vector temps
    nomFase=strcat('FI',subject, '.txt');
    signal = load(nomFase);
    phase=signal(:,1);
    time=signal(:,2);

    %Es busca la NRP seguint la fórmula proposada en l'article de S.D. Wu
i P.C. Lo
    NRP=(mod(phase,2*pi*m))/(2*pi);

    %Es genera el vector resultant amb el seu temps corresponent
    NRPt=[NRP,time];

    %Es crea el sincrograma del subjecte per a cada m
    if m==1
        figure;
        ax(1)=subplot(3,1,1);
        plot(NRPt(:,2),NRPt(:,1), '*');
        title('m=1');
    end;

    if m==2
```

```

ax(2)=subplot(3,1,2);
plot(NRpt(:,2),NRpt(:,1),'*');
title('m=2');
end;

if m==3
ax(3)=subplot(3,1,3);
plot(NRpt(:,2),NRpt(:,1),'*');
title('m=3'); linkaxes(ax,'x'); axis tight;

end;

%Es guarda el vector NRP
save(['NRP',num2str(subject),'          m',num2str(m),'.txt'],'NRpt','-
ascii');
end;

%Es guarda el sincrograma
saveas(gcf,['NRP',num2str(subject),'.fig']);

%Es tanca la gràfica per seguir amb el següent subjecte
close all;

%Es suma el comptador
i=i+1;
end;

```

### B.5. Programa que transforma les n línies horitzontals obtingudes en el sincrograma en una única

```

%%
%% Aquest programa aplica la primera fórmula de la quantificació de la
sincronització que consisteix en convertir les n línies del sincrograma
en una única
%%
%%ENTRADA:
%%
%% pacient - Vector amb els subjectes que es volen analitzar (positive
integer)
%%
%%SORTIDA:
%%
%% QUANT - Resultat obtingut de l'equació 2.6. i vector temps
corresponent [matriu Nx2]
%%

%Es crea un vector amb els subjectes
pacient=[0,1,2,4,6,7,8,9,10,11,12,13,14,16,17,18,20,21,22,23,24,25,26,28,
29,30,32,33,34];

%Es defineix un comptador per realitzar el bucle
i=1;

%S'estableixen les n per m igual a 2
n2=[5,7,9,11];

```

```

%S'estableixen les n per m igual a 3
n3=[7,8,10,11,13,14,16,17];

%Bucle per analitzar tots els subjectes anteriors
while pacient(i)<34

%Per als diferents cicles respiratoris
for m=1:3

%Es defineixen dos comptadors (un per m=2 i l'altre per m=3)
count=1;
countu=1;

%Si la m=1
if m==1
    %Per a cada possible valor de n
    for n=2:9

        subject = num2str(pacient(i));

        %Es carrega el senyal NRP
        nomFase=strcat('NRP',subject,' m',num2str(m),'.txt');
        signal = load(nomFase);
        value=signal(:,1);
        time=signal(:,2);

        %S'aplica la primera fórmula de la quantificació de la
sincronització
        Quant=((2*pi)/m)*(mod(value*n,m));

        %Es crea un vector amb els resultats
        Quantime=[Quant,time];

        %Es guarda el vector
        save(['QUANT',num2str(subject),'
m',num2str(m),'n',num2str(n),'.txt'],'Quantime','-ascii');
    end;
end;

%Si la m=2
if m==2
    while count<5

        subject = num2str(pacient(i));

        %Es carrega el senyal NRP
        nomFase=strcat('NRP',subject,' m',num2str(m),'.txt');
        signal = load(nomFase);
        value=signal(:,1);
        RespCycle=signal(:,2);

        %S'aplica la primera fórmula de la quantificació de la
sincronització
        Quant=((2*pi)/m)*(mod(value*n2(count),m));

        %Es crea un vector amb els resultats
        Quantime=[Quant,time];
    end;
end;

```

```

        %Es guarda el vector
        save(['QUANT', num2str(subject), '
m', num2str(m), 'n', num2str(n2(count)), '.txt'], 'Quantime', '-ascii');

        %Es suma el comptador de n per m=2
        count=count+1;
    end;
end

%Si la m=3
if m==3
    while countu<9

        subject = num2str(pacient(i));

        %Es carrega el senyal NRP
        nomFase=strcat('NRP', subject, ' m', num2str(m), '.txt');
        signal = load(nomFase);
        value=signal(:,1);
        RespCycle=signal(:,2);

        %S'aplica la primera fórmula de la quantificació de la
sincronització
        Quant=((2*pi)/m)*(mod(value*n3(countu),m));

        %Es crea un vector amb els resultats
        Quantime=[Quant,time];

        %Es guarda el vector
        save(['QUANT', num2str(subject), '
m', num2str(m), 'n', num2str(n3(countu)), '.txt'], 'Quantime', '-ascii');

        %Es suma el comptador de n per m=3
        countu=countu+1;
    end;
end;
end;

%Es suma el comptador de subjectes
i=i+1;
end;

```

## B.6. Programa per quantificar la sincronització entre 0 i 1

```

%%
%% Aquest programa aplica la segona fórmula de la quantificació de la
sincronització que consisteix en quantificar entre 0 i 1 la
sincronització.
%%
%%ENTRADA:
%%
%% pacient - Vector amb els subjectes que es volen analitzar (positive
integer)
%%
%%SORTIDA:

```

```

%%
%% RESULT - Quantificació de la sincronització entre 0 i 1 (resultat de
l'equació 2.7.) i vector temps corresponent [matriu Nx2]
%%

%Es crea un vector amb els subjectes
pacient=[0,1,2,4,6,7,8,9,10,11,12,13,14,16,17,18,20,21,22,23,24,25,26,28,
29,30,32,33];

%S'estableixen les n per m=2
n2=[5,7,9,11];

%S'estableixen les n per m=3
n3=[7,8,10,11,13,14,16,17];

%Es tria el valor de N amb el qual es farà promig de mostres per
quantificar la sincronització
N=73;
nMig=floor(N/2);

%Es defineix un comptador per realitzar el bucle
comptador=1;

%Bucle per analitzar tots els subjectes anteriors
while comptador<29

%S'eliminen els valors dins dels vectors calculats per realitzar el
càlcul amb el següent subjecte
clear('vectorCos'); clear('vectorSin');
clear('Result');

subject = num2str(pacient(comptador));

%Per als diferents cicles respiratoris
for m=1:3

%Es defineixen dos comptadors (un per m=2 i l'altre per m=3)
count=1;
countu=1;

%Si la m=1
if m==1
    %Per a cada possible valor de n
    for n=2:9

        en=num2str(n);
        em=num2str(m);

        %Es carrega els senyal calculat amb la segona fórmula de l'article
        nomQuant=strcat('QUANT',subject,' m',em,'n',en,'.txt');
        signal = load(nomQuant);
        valor=signal(:,1);
        time=signal(:,2);

        %Es busca el sinus i cosinus dels valors del vector anterior
        for i=1:length(time)
            vectorCos(i)=cos(valor(i));

```

```

        vectorSin(i)=sin(valor(i));
    end;

    %Es crea un comptador per crear el vector quantificació de la
    sincronització
    index=1;

    %Es comença el càlcul de la quantificació de la sincronització
    seguint la tercera fórmula del punt estimació de la sincronització

    for i=nMig+1:length(time)-nMig
        i1=i-nMig;
        i2=i+nMig;

        %Vector amb el cos i sin dels N valors amb els que es farà
promig
        vecCos=vectorCos(i1:i2);
        vecSin=vectorSin(i1:i2);

        %Càlcul de la fórmula
        Cos=sum(vecCos);
        Sin=sum(vecSin);
        parCos=((1/N)*Cos)^2;
        parSin=((1/N)*Sin)^2;

        %Es guarda el resultat obtingut dins la posició corresponent
(temps)d'un nou vector
        Result(index)=parCos+parSin;

        %Es suma el comptador
        index=index+1;
    end;

    %Es crea un nou vector temps tenint en compte que al fer promig de N, es
    perden nMig mostres per davant i per darrera
    Newtime=time(nMig+1:i);

    %Es crea el vector resultant per a un subjecte i una ràtio n:m
    FinalResult=[Result',Newtime];

    %Es guarda el vector creat
    save(['RESULT',subject,' m',em,'n',en,'.txt'],'FinalResult','-ascii');
    end;
end;

%Si la m=2
if m==2
    while count<5

        en=num2str(n2(count));
        em=num2str(m);

        %Es carrega els senyal calculat amb la segona fórmula de l'article
        nomQuant=strcat('QUANT',subject,' m',em,'n',en,'.txt');
        signal = load(nomQuant);
        valor=signal(:,1);
        time=signal(:,2);
    end
end

```

```

%Es busca el sinus i cosinus dels valors del vector anterior
for i=1:length(time)
    vectorCos(i)=cos(valor(i));
    vectorSin(i)=sin(valor(i));
end;

%Es crea un comptador per crear el vector quantificació de la
sincronització
index=1;

%Es comença el càlcul de la quantificació de la sincronització
seguint la tercera fórmula del punt estimació de la sincronització
for i=nMig+1:length(time)-nMig
    i1=i-nMig;
    i2=i+nMig;

    %Vector amb el cos i sin dels N valors amb els que es farà
promig
    vecCos=vectorCos(i1:i2);
    vecSin=vectorSin(i1:i2);

    %Càlcul de la fórmula
    Cos=sum(vecCos);
    Sin=sum(vecSin);
    parCos=((1/N)*Cos)^2;
    parSin=((1/N)*Sin)^2;

    %Es guarda el resultat obtingut dins la posició corresponent
(temps)d'un nou vector
    Result(index)=parCos+parSin;

    %Es suma el comptador
    index=index+1;
end;

%Es crea un nou vector temps tenint en compte que al fer promig de N, es
perden nMig mostres per davant i per darrera
Newtime=time(nMig+1:i);

%Es crea el vector resultant per a un subjecte i una ràtio n:m
FinalResult=[Result',Newtime];

%Es guarda el vector creat
save(['RESULT',subject,' m',em,'n',en,'.txt'],'FinalResult','-ascii');

%Es suma el comptador de n per m=2
count=count+1;
end;
end;

%Si la m=3
if m==3
    while countu<9

        en=num2str(n3(countu));
        em=num2str(m);

        %Es carrega els senyal calculat amb la segona fórmula de l'article

```



```

nomQuant=strcat('QUANT',subject,' m',em,'n',en,'.txt');
signal = load(nomQuant);
valor=signal(:,1);
time=signal(:,2);

%Es busca el sinus i cosinus dels valors del vector anterior
for i=1:length(time)
    vectorCos(i)=cos(valor(i));
    vectorSin(i)=sin(valor(i));
end;

%Es crea un comptador per crear el vector quantificació de la
sincronització
index=1;

%Es comença el càlcul de la quantificació de la sincronització
seguint la tercera fórmula del punt estimació de la sincronització
for i=nMig+1:length(time)-nMig
    i1=i-nMig;
    i2=i+nMig;

    %Vector amb el cos i sin dels N valors amb els que es farà
promig
    vecCos=vectorCos(i1:i2);
    vecSin=vectorSin(i1:i2);

    %Càlcul de la fórmula
    Cos=sum(vecCos);
    Sin=sum(vecSin);
    parCos=(1/N)*Cos^2;
    parSin=(1/N)*Sin^2;

    %Es guarda el resultat obtingut dins la posició corresponent
(temps)d'un nou vector
    Result(index)=parCos+parSin;

    %Es suma el comptador
    index=index+1;
end;

%Es crea un nou vector temps tenint en compte que al fer promig de N, es
perden nMig mostres per davant i per darrera
Newtime=time(nMig+1:i);

%Es crea el vector resultant per a un subjecte i una ràtio n:m
FinalResult=[Result',Newtime];

%Es guarda el vector creat
save(['RESULT',subject,' m',em,'n',en,'.txt'],'FinalResult','-ascii');

%Es suma el comptador de n per m=2
countu=countu+1;
end;
end;
end;

%Es suma el comptador de subjectes
comptador=comptador+1;

```

```
end;
```

### B.7. Funció per crear les matrius amb els diferents valors de cada ràtio n:m per a cada subjecte

```
function [ Vectormn, matriu, time ] = Matrix( subject )

%%
%% Aquesta funció crea una matriu amb els valors obtinguts de la
quantificació (entre 0 i 1) on cada fila correspon a una ràtio n:m i les
columnes són els instants de temps
%%
%%ENTRADA:
%%
%% subject - Número de subjecte (positive integer)
%%
%%SORTIDES:
%%
%% Vectormn - Ràtios n:m utilitzades en l'estudi [vector Nx1]
%%
%% matriu - Valors de quantificació de la sincronització per a totes les
ràtios n:m [matriu NxM]
%%
%% time - Instants de temps corresponents als valors de quantificació de
la sincronització [vector 1xN]
%%

%Es genera el vector amb les ràtios n:m ordenades de forma ascendent i
es guarda
Vectormn=[2;7/3;2.5;8/3;3;10/3;3.5;11/3;4;13/3;4.5;14/3;5;16/3;5.5;17/
3;6;7;8;9];
save(['Vector nm', '.txt'], 'Vectormn', '-ascii');

subjecte = num2str(subject);

%Es carreguen els diferents vectors obtinguts per les n:m
a=load(strcat('RESULT',subjecte, ' m1n2', '.txt'));
b=load(strcat('RESULT',subjecte, ' m1n3', '.txt'));
c=load(strcat('RESULT',subjecte, ' m1n4', '.txt'));
d=load(strcat('RESULT',subjecte, ' m1n5', '.txt'));
e=load(strcat('RESULT',subjecte, ' m1n6', '.txt'));
f=load(strcat('RESULT',subjecte, ' m1n7', '.txt'));
g=load(strcat('RESULT',subjecte, ' m1n8', '.txt'));
h=load(strcat('RESULT',subjecte, ' m1n9', '.txt'));
i=load(strcat('RESULT',subjecte, ' m2n5', '.txt'));
j=load(strcat('RESULT',subjecte, ' m2n7', '.txt'));
k=load(strcat('RESULT',subjecte, ' m2n9', '.txt'));
l=load(strcat('RESULT',subjecte, ' m2n11', '.txt'));
m=load(strcat('RESULT',subjecte, ' m3n7', '.txt'));
n=load(strcat('RESULT',subjecte, ' m3n8', '.txt'));
o=load(strcat('RESULT',subjecte, ' m3n10', '.txt'));
p=load(strcat('RESULT',subjecte, ' m3n11', '.txt'));
q=load(strcat('RESULT',subjecte, ' m3n13', '.txt'));
r=load(strcat('RESULT',subjecte, ' m3n14', '.txt'));
s=load(strcat('RESULT',subjecte, ' m3n16', '.txt'));
t=load(strcat('RESULT',subjecte, ' m3n17', '.txt'));
```

```

%Es crea la matriu on cada fila representa una ràtio i les columnes
són els valors de quantificació en els instants de temps R
matriu=[h(:,1)';g(:,1)';f(:,1)';e(:,1)';t(:,1)';l(:,1)';s(:,1)';d(:,1)
';r(:,1)';k(:,1)';q(:,1)';c(:,1)';p(:,1)';j(:,1)';o(:,1)';b(:,1)';n(:,
1)';i(:,1)';m(:,1)';a(:,1)'];
time=a(:,2)';

%Es guarda la matriu per al subjecte i el vector temps d'aquest
save(['MATRIX',num2str(subject),'.txt'],'matriu','-ascii');
save(['Vector temps',num2str(subject),'.txt'],'time','-ascii');

end

```

### B.8. Funció per buscar el valor màxim de sincronització (provinent d'una ràtio n:m) en cada instant

```

function [ VectorPacient ] = MaxSincro( subject )

%%
%% Aquesta funció busca el valor màxim de sincronització en cada instant
de temps
%%
%%ENTRADA:
%%
%% subject - Número de subjecte (positive integer)
%%
%%SORTIDA:
%%
%% VectorPacient - Valor màxim de sincronització, ràtio n:m de la qual
prové i instant al que correspon [Matriu Nx3]
%%

%S'estableixen les n per m=2
n2=[5,7,9,11];

%S'estableixen les n per m=3
n3=[7,8,10,11,13,14,16,17];

subjecte = num2str(subject);

%Es carrega un dels senyals del subjecte per tal de trobar-ne la
llargada i poder realitzar el bucle posterior per a tots els instants
de temps
nomSincro=strcat('RESULT',subjecte,' mln2','.txt');
signal = load(nomSincro);
valor=signal(:,1);

for i=1:length(valor)

    %Es defineix un comptador per crear un vector amb els diferents
valors de quantificació de cada ràtio n:m en un mateix instant
    u=1;

    %Per als diferents cicles respiratoris
    for m=1:3

```

```

%Es defineixen dos comptadors (un per m=2 i l'altre per m=3)
count=1;
countu=1;

%Si la m=1
if m==1
    %Per a cada possible valor de n
    for n=2:9

        en=num2str(n);
        em=num2str(m);

        %Es carrega el resultat de la quantificació
        nomSenyal=strcat('RESULT',subjecte,'
m',em,'n',en,'.txt');
        nomsignal = load(nomSenyal);
        result=nomsignal(:,1);
        time=nomsignal(:,2);

        %Es crea un vector amb el valor de la quantificació i
al costat la ràtio de la qual prové
        VectorInstant(u,1)=result(i);
        VectorInstant(u,2)=n/m;

        %Es suma el comptador per tal d'omplir la següent fila
        u=u+1;
    end;
end;

%Si la m=2
if m==2

    while count<5

        en=num2str(n2(count));
        em=num2str(m);

        %Es carrega el resultat de la quantificació
        nomSenyal=strcat('RESULT',subjecte,'
m',em,'n',en,'.txt');
        nomsignal = load(nomSenyal);
        result=nomsignal(:,1);
        time=nomsignal(:,2);

        %Es crea un vector amb el valor de la quantificació i
al costat la ràtio de la qual prové
        VectorInstant(u,1)=result(i);
        VectorInstant(u,2)=n2(count)/m;

        %Es suma el comptador per tal d'omplir la següent fila
        u=u+1;

        %Es suma el comptador de n per m=2
        count=count+1;
    end;
end;

```

```

        end;
    end;

    %Si la m=3
    if m==3

        while countu<9

            en=num2str(n3(countu));
            em=num2str(m);

            %Es carrega el resultat de la quantificació
            nomSenyal=strcat('RESULT',subjecte,'
m',em,'n',en,'.txt');
            nomsignal = load(nomSenyal);
            result=nomsignal(:,1);
            time=nomsignal(:,2);

            %Es crea un vector amb el valor de la quantificació i
            al costat la ràtio de la qual prové
            VectorInstant(u,1)=result(i);
            VectorInstant(u,2)=n3(countu)/m;

            %Es suma el comptador per tal d'omplir la següent fila
            u=u+1;

            %Es suma el comptador de n per m=3
            countu=countu+1;
        end;
    end;
end;

    %Es busca el valor més gran de la columna, és a dir, de l'instant
    en qüestió i es guarda juntament amb la ràtio de la qual prové
    [VectorPacient(i,1),position]=max(VectorInstant(:,1));
    VectorPacient(i,2)=time(i);
    VectorPacient(i,3)=VectorInstant(position,2);

end;

    %Es guarda el vector resultant amb el valor màxim de la sincronització
    per a cada instant
    save(['MaxSincro',subjecte,'.txt'],'VectorPacient','-ascii');

end

```

### B.9. Funció per representar els resultats qualitius (figures del punt A1. de l'Annex A)

```

function [ ax ] = FiguraFinal( subject )

%%
%% Aquesta funció representa les figures adjuntades a l'Annex A. La
gràfica superior representa els valors de quantificació per a totes les

```

ràtios n:m i instants de temps. El valor es representa en escala de grisos on el blanc és el més gran i el negre el més petit. La gràfica inferior representa el valor màxim de sincronització per a cada instant distingint els diferents trams d'estímul i marcant el llindar de 0.1 que s'ha escollit en la metodologia.

```
%%
%%ENTRADA:
%%
%% subject - Número de subjecte (positive integer)
%%
%%SORTIDA:
%%
%% ax - Gràfica del grau de sincronització present en cada subjecte
(figura)
%%

%Es defineixen els trams d'estímul per distingir-los en les gràfiques
fi_tram = [262 581 995 1431 1810];

subject=num2str(subject);

%Es carrega el senyal amb els valors màxims en cada instant i la
matriu amb tots els valors per a les n:m
graf=load(strcat('MaxSincro',subject, '.txt'));
matrix = load(strcat('MATRIX',subject, '.txt'));

%Es defineixen les ràtios n:m amb les que s'ha treballat
mn= [2 7/3 5/2 8/3 3 10/3 7/2 11/3 4 13/3 9/2 14/3 5 16/3 11/2 17/3 6
7 8 9];

%Es genera un vector equiespaiat amb la mínima distància de les ràtios
n:m
yy = min(mn):1/6:max(mn);

%S'inverteix l'ordre dels vectors
y = fliplr(mn);
yy = fliplr(yy);

%Es busca la llargada del vector equiespaiat i de la matriu que
s'analitza
Lyy = length(yy);
Ll = length(matrix(1,:));

%Es crea una nova matriu amb les dimensions obtingudes anteriorment
zz = zeros(Lyy,Ll);

%Amb un bucle s'omple la nova matriu buscant ubicar els valors d'una
n:m a la nova posició n:m que li correspon
for i=1:Lyy,
    k = find(y==yy(i));
    if not isempty(k),
        zz(i,:) = matrix(k,:);
    end;
end;
```

```

%Es representa la matriu amb la funció 'imagesc' que consisteix en
escalar els valors compresos entre el mínim de la matriu i el màxim
d'aquesta donant-els-hi un color en funció del valor, les intensitats
estan fetes amb l'escala de grisos
figure,ax(1)=subplot(211);imagesc(graf(:,2),yy,zz), colorbar;
title(['\fontsize{13}Subjecte ' subject]);
ylabel('\fontsize{12}n:m')
colormap gray
colorbar off
tmp=get(gca,'position');
set(gca,'position',[tmp(1), 0.78*tmp(2), 0.775, 1.45*tmp(4)]);

%Es genera una línia per marxar el llindar de sincronització escollit
llindar=0.1*ones(1,length(graf(:,2)));

%Es representa el valor de sincronització màxim en cada instant
juntament una altra per distingir el llindar
ax(2)=subplot(212);
plot(graf(:,2),graf(:,1)); hold on;
plot(graf(:,2),llindar,'g'); hold on;
title(['\fontsize{13}Valors màxims sincronització subjecte '
subject]);
xlabel('\fontsize{12}Tmps(s)');
ylabel('\fontsize{12}Sincronització');
axis tight;
ylim([0 0.6])
linkaxes(ax,'x');
tmp=get(gca,'position');
set(gca,'position',[tmp(1), tmp(2), tmp(3), 0.6*tmp(4)]);

%Es representen també les línies que divideixen els trams d'estímul
mnR = 0*ones(1,length(fi_tram));
mxR = 0.6*ones(1,length(fi_tram));
punter = line([fi_tram;fi_tram;],[mnR;mxR]);
set(punter,'Color','r');

%Es guarden les figures
saveas(gcf,['MaxSincro',subject,'.fig']);
saveas(gcf,['MaxSincro',subject,'.jpg']);

end

```

## B.10. Programa que calcula la caracterització de la sincronització

```

%%
%%Aquest programa calcula les característiques escollides de la
sincronització: % Sincronització (equació 2.9.), Mitjana de la
sincronització (equació 2.10.) i Variabilitat de la sincronització
(equació 2.11.) i genera la taula resum per a cada paràmetre on hi ha els
valors resultants per a cada subjecte i tram
%%
%%OBSERVACIONS: El programa està fet tenint en compte que hi ha 5 trams
d'estímul diferents i amb les durades proporcionades per la base de
dades

```



```

%%
%%ENTRADES:
%%
%% pacient - Freqüència de mostreig del senyal cardíac (real)
%%
%%SORTIDES:
%%
%% taulaD - % de sincronització en cada tram i per a cada subjecte
[matriu Nx5]
%%
%% taulaM - Durada mitjana de sincronització en cada tram i per a cada
subjecte [matriu Nx5]
%%
%% taulaSD - Variabilitat de la durada de la sincronització en cada tram
i per a cada subjecte [matriu Nx5]
%%

%Es defineix un comptador per poder dur a terme el bucle i calcular els
paràmetres per a cada pacient
comptador=1;

%Es crea un vector amb els subjectes
pacient=[0,1,2,4,6,7,8,9,10,11,13,14,16,17,18,20,21,22,23,24,25,26,28,29,
30,32,33];

%Bucle per analitzar tots els subjectes anteriors
while comptador<28

subject=num2str(pacient(comptador));

%Es carrega el senyal amb el valor màxim de la sincronització a cada
instant
senyal=load(strcat('MaxSincro',subject,'.txt'));

%Es busca en quines posicions el valor màxim està per sobre 0.1 (llindar
establert)
posicions=find((senyal(:,1))>=0.1);

%Es defineix un comptador per crear un nou vector amb els períodes en que
la sincronització està per sobre 0.1 i a la vegada dura més de 10 segons
u=1;

%Es defineix l'inici de la cerca
inici=posicions(1);

%Es crea un bucle per buscar la llargada dels períodes amb sincronització
per sobre 0.1 a partir del vector Posicions que indica les posicions del
vector MaxSincro per sobre del llindar
for i=1:length(posicions)

    %Si el comptador ha arribat al final del vector posicions, es calcula
la llargada de l'últim període (columna 1) i es guarda l'inici del
període (columna 2) i el final d'aquest (columna 3)
    if i==length(posicions)
        Periode(u,1)=senyal(posicions(i),2)-senyal(inici,2);
        Periode(u,2)=senyal(inici,2);
    end
end

```



```

        Periode(u,3)=senyal(final,2);
    end;

    %Si el comptador és més petit que la última posició del vector
    posicions...
    if i<length(posicions)
        %Si la posició següent del vector posicions és diferent a la
        posició següent de la posició que s'està analitzant, voldrà dir que el
        tram per sobre el llindar 0.1 ha finalitzat
        if posicions(i+1)~=posicions(i)+1
            %Com que el tram ha finalitzat, es resta l'inici d'aquest i el
            final d'aquest per tal d'obtenir-ne la durada i es guarda en la primera
            columna del vector Periode
            Periode(u,1)=senyal(posicions(i),2)-senyal(inici,2);
            %A la segona columna es guarda l'instant en que ha iniciat el
            tram
            Periode(u,2)=senyal(inici,2);
            %Com que la posició analitzada és la última, es guarda com al
            final
            final=posicions(i);
            %A la tercera columna es guarda l'instant en que ha finalitzat el
            tram
            Periode(u,3)=senyal(final,2);
            %Es suma el comptador
            u=u+1;
            %L'inici del nou tram passa a ser la posició següent a la posició
            final del tram anterior
            inici=posicions(i+1);
        end;
    end;

end;

%Un cop es tenen totes les duracions dels períodes per sobre 0.1,
s'aplica l'altra restricció per considerar òptima la sincronització:
aquests han de durar més de 10 s. Es busquen els períodes amb durada
inferior i s'eliminen
Borrar=find(Periode(:,1)<10);
Periode(Borrar,:)=[];

%Un cop les duracions compleixen les restriccions, s'ubiquen dins del
tram d'estímul al que corresponen a partir de mirar el seu inici i final
T1Pos=find(Periode(:,2)>0&Periode(:,3)<=262);
T2Pos=find(Periode(:,2)>262&Periode(:,3)<=581);
T3Pos=find(Periode(:,2)>581&Periode(:,3)<=995);
T4Pos=find(Periode(:,2)>995&Periode(:,3)<=1431);
T5Pos=find(Periode(:,2)>1431&Periode(:,3)<=1810);

%Es crea un vector amb la durada, inici i final dels trams de
sincronització de cada tram d'estímul
Tram1=Periode(T1Pos,:);
Tram2=Periode(T2Pos,:);
Tram3=Periode(T3Pos,:);
Tram4=Periode(T4Pos,:);
Tram5=Periode(T5Pos,:);

```

```

%Es busca la durada mitjana dins de cada tram
MT1=mean(Tram1(:,1));
MT2=mean(Tram2(:,1));
MT3=mean(Tram3(:,1));
MT4=mean(Tram4(:,1));
MT5=mean(Tram5(:,1));

%Es busca la desviació standard o variabilitat de la durada dins de cada tram
SDT1=std(Tram1(:,1));
SDT2=std(Tram2(:,1));
SDT3=std(Tram3(:,1));
SDT4=std(Tram4(:,1));
SDT5=std(Tram5(:,1));

%Es busca el % Sincronització dins de cada tram
DT1=sum(Tram1(:,1))/262*100;
DT2=sum(Tram2(:,1))/319*100;
DT3=sum(Tram3(:,1))/414*100;
DT4=sum(Tram4(:,1))/436*100;
DT5=sum(Tram5(:,1))/379*100;

%Es guarden tots els vectors creats anteriorment
save(['Tram1 sub',subject,'.txt'],'Tram1','-ascii');
save(['Tram2 sub',subject,'.txt'],'Tram2','-ascii');
save(['Tram3 sub',subject,'.txt'],'Tram3','-ascii');
save(['Tram4 sub',subject,'.txt'],'Tram4','-ascii');
save(['Tram5 sub',subject,'.txt'],'Tram5','-ascii');

save(['MT1 sub',subject,'.txt'],'MT1','-ascii');
save(['MT2 sub',subject,'.txt'],'MT2','-ascii');
save(['MT3 sub',subject,'.txt'],'MT3','-ascii');
save(['MT4 sub',subject,'.txt'],'MT4','-ascii');
save(['MT5 sub',subject,'.txt'],'MT5','-ascii');

save(['DT1 sub',subject,'.txt'],'DT1','-ascii');
save(['DT2 sub',subject,'.txt'],'DT2','-ascii');
save(['DT3 sub',subject,'.txt'],'DT3','-ascii');
save(['DT4 sub',subject,'.txt'],'DT4','-ascii');
save(['DT5 sub',subject,'.txt'],'DT5','-ascii');

save(['SDT1 sub',subject,'.txt'],'SDT1','-ascii');
save(['SDT2 sub',subject,'.txt'],'SDT2','-ascii');
save(['SDT3 sub',subject,'.txt'],'SDT3','-ascii');
save(['SDT4 sub',subject,'.txt'],'SDT4','-ascii');
save(['SDT5 sub',subject,'.txt'],'SDT5','-ascii');

%Es crea un bucle per tal d'omplir una taula resum per a cada paràmetre
on les columnes siguin els diferents trams i les files els subjectes
for i=1:5
    tram=num2str(i);
    format short;
    %Taula variabilitat de la durada
    taulaSD(comptador,i)=load(strcat('SDT',tram,' sub',subject,'.txt'));
    %Taula % sincronització
    taulaD(comptador,i)=load(strcat('DT',tram,' sub',subject,'.txt'));

```

```

        %Taula durada mitjana
        taulaM(comptador,i)=load(strcat('MT',tram,' sub',subject,'.txt'));
    end;

    %Es suma el comptador per realitzar el bucle amb el següent subjecte
    comptador=comptador+1;
end;

save(['Taula Duracio.txt'],'taulaD','-ascii');
save(['Taula Mitjana.txt'],'taulaM','-ascii');
save(['Taula Desviacio.txt'],'taulaSD','-ascii');

```

### B.11. Programa que calcula l'anàlisi estadístic entre els trams amb el test de Wilcoxon

```

%%
%% Aquest programa realitza l'anàlisi estadístic utilitzant el test
%% Wilcoxon en el que es busca si els diferents trams d'estímul són
%% significativament diferents (p<0.05). Per fer-ho s'utilitzen les taules
%% de resultats de cada paràmetre.
%%
%%OBSERVACIONS: És necessari canviar manualment, un cop calculades, de la
%% taula mitjana i de la taula desviació els valors NaN per 0, sinó l'anàlisi
%% estadística serà errònia.
%%
%%ENTRADES:
%%
%% taulaD - % de sincronització en cada tram i per a cada subjecte
%% [matriu Nx5]
%%
%% taulaM - Durada mitjana de sincronització en cada tram i per a cada
%% subjecte [matriu Nx5]
%%
%% taulaSD - Variabilitat de la durada de la sincronització en cada tram
%% i per a cada subjecte [matriu Nx5]
%%
%%SORTIDES:
%%
%% p_T'x'_T'y' - valor p extret de comparar dos trams d'estímul (real)
%%

%Es carrega la taula amb el paràmetre % de sincronització
td=load('Taula Duracio.txt');

%Es comparen els diferents trams entre ells amb la funció de MATLAB
singrank (test de Wilcoxon)
p_T1_T2=signrank(td(:,1),td(:,2));
p_T1_T3=signrank(td(:,1),td(:,3));
p_T1_T4=signrank(td(:,1),td(:,4));
p_T1_T5=signrank(td(:,1),td(:,5));
p_T2_T3=signrank(td(:,2),td(:,3));
p_T2_T4=signrank(td(:,2),td(:,4));
p_T2_T5=signrank(td(:,2),td(:,5));
p_T3_T4=signrank(td(:,3),td(:,4));
p_T3_T5=signrank(td(:,3),td(:,5));
p_T4_T5=signrank(td(:,4),td(:,5));

```

```
%Es carrega la taula amb el paràmetre durada mitjana
tm=load('Taula Mitjana.txt');

%Es comparen els diferents trams entre ells amb la funció de MATLAB
singrank (test de Wilcoxon)
pm_T1_T2=signrank(tm(:,1),tm(:,2));
pm_T1_T3=signrank(tm(:,1),tm(:,3));
pm_T1_T4=signrank(tm(:,1),tm(:,4));
pm_T1_T5=signrank(tm(:,1),tm(:,5));
pm_T2_T3=signrank(tm(:,2),tm(:,3));
pm_T2_T4=signrank(tm(:,2),tm(:,4));
pm_T2_T5=signrank(tm(:,2),tm(:,5));
pm_T3_T4=signrank(tm(:,3),tm(:,4));
pm_T3_T5=signrank(tm(:,3),tm(:,5));
pm_T4_T5=signrank(tm(:,4),tm(:,5));

%Es carrega la taula amb el paràmetre variabilitat de la durada
ts=load('Taula Desviacio.txt');

%Es comparen els diferents trams entre ells amb la funció de MATLAB
singrank (test de Wilcoxon)
ps_T1_T2=signrank(ts(:,1),ts(:,2));
ps_T1_T3=signrank(ts(:,1),ts(:,3));
ps_T1_T4=signrank(ts(:,1),ts(:,4));
ps_T1_T5=signrank(ts(:,1),ts(:,5));
ps_T2_T3=signrank(ts(:,2),ts(:,3));
ps_T2_T4=signrank(ts(:,2),ts(:,4));
ps_T2_T5=signrank(ts(:,2),ts(:,5));
ps_T3_T4=signrank(ts(:,3),ts(:,4));
ps_T3_T5=signrank(ts(:,3),ts(:,5));
ps_T4_T5=signrank(ts(:,4),ts(:,5));
```

## B.12. Programa que calcula la mitjana i la desviació estàndard dels homes i les dones en cada tram i per a cada paràmetre

```
%%
%% Aquest programa calcula el valor mitjà i la desviació estàndard per a
homes i dones i així veure si aquests valor són semblants o diferents.
Aquets càlcul es realitza pels tres paràmetres
%%
%%OBSERVACIONS: És necessari canviar manualment de la taula mitjana i de
la taula desviació els valors NaN per 0, sinó l'anàlisi estadística serà
errònia. S'ha d'afegir, manualment també, a la columna 6 de les tres
taules (la següent a l'últim tram d'estímul) si els subjectes son Homes-0
o Dones-1.
%%
%%ENTRADES:
%%
%% taulaD - % de sincronització en cada tram i per a cada subjecte
[matriu Nx5]
%%
%% taulaM - Durada mitjana de sincronització en cada tram i per a cada
subjecte [matriu Nx5]
```

```
%%
%% taulaSD - Variabilitat de la durada de la sincronització en cada tram
i per a cada subjecte [matriu Nx5]
%%
%%SORTIDES:
%%
%% sinc - Mitjana per a homes i dones en cada tram d'estímul del
paràmetre % de sincronització [matriu 2x5]
%%
%% sincstd - Desviació estàndard per a homes i dones en cada tram
d'estímul del paràmetre % de sincronització [matriu 2x5]
%%
%% mitj - Mitjana per a homes i dones en cada tram d'estímul del
paràmetre durada mitjana [matriu 2x5]
%%
%% mitjstd - Desviació estàndard per a homes i dones en cada tram
d'estímul del paràmetre durada mitjana [matriu 2x5]
%%
%% variab - Mitjana per a homes i dones en cada tram d'estímul del
paràmetre variabilitat de la durada [matriu 2x5]
%%
%% variabstd - Desviació estàndard per a homes i dones en cada tram
d'estímul del paràmetre variabilitat de la durada [matriu 2x5]
%%

%Es carrega la taula amb el paràmetre % de sincronització
td=load('Taula Duracio.txt');

%S'identifica els subjectes Homes i Dones a partir d'una columna afegida
manualment a la taula un cop vistos els sexes dels subjectes
%Es busca els subjectes homes
h=find((td(:,6)==0));
%Es busca els subjectes dones
d=find((td(:,6)==1));

%Es calcula la mitjana dels homes (primera fila) i dones (segona fila)
per cada tram creant una matriu on cada columna correspon a un tram
estímul diferent
for i=1:5

mh=mean(td(h,i));
sinc(1,i)=mh;

md=mean(td(d,i));
sinc(2,i)=md;

end;

%Es calcula la sd dels homes (primera fila) i dones (segona fila) per
cada tram creant una matriu on cada columna correspon a un tram estímul
diferent
for i=1:5

stdh=std(td(h,i));
sincstd(1,i)=stdh;
```

```

stddd=std(td(d,i));
sincstd(2,i)=stddd;

end;

%Es carrega la taula amb el paràmetre durada mitjana
tm=load('Taula Mitjana.txt');

%Es calcula la mitjana dels homes (primera fila) i dones (segona fila)
per cada tram creant una matriu on cada columna correspon a un tram
estímul diferent
for i=1:5

mh=mean(tm(h,i));
mitj(1,i)=mh;

md=mean(tm(d,i));
mitj(2,i)=md;

end;

%Es calcula la sd dels homes (primera fila) i dones (segona fila) per
cada tram creant una matriu on cada columna correspon a un tram estímul
diferent
for i=1:5

stdh=std(tm(h,i));
mitjstd(1,i)=stdh;

stddd=std(tm(d,i));
mitjstd(2,i)=stddd;

end;

%Es carrega la taula amb el paràmetre variabilitat de la durada
ts=load('Taula Desviacio.txt');

%Es calcula la mitjana dels homes (primera fila) i dones (segona fila)
per cada tram creant una matriu on cada columna correspon a un tram
estímul diferent
for i=1:5

mh=mean(ts(h,i));
variab(1,i)=mh;

md=mean(ts(d,i));
variab(2,i)=md;

end;

%Es calcula la sd dels homes (primera fila) i dones (segona fila) per
cada tram creant una matriu on cada columna correspon a un tram estímul
diferent
for i=1:5

```

```
stdh=std(ts(h,i));  
variabstd(1,i)=stdh;
```

```
stddd=std(ts(d,i));  
variabstd(2,i)=std;
```

```
end;
```

### B.13. Programa que calcula la mitjana i la desviació estàndard del joc fàcil i el joc difícil

```
%%  
%% Aquest programa calcula el valor mitjà i la desviació estàndard per  
%% als subjectes que jugaven al joc fàcil i pels que ho feien al joc difícil  
%% per veure si aquests valor són semblants o diferents. Aquets càlcul es  
%% realitza pels tres paràmetres  
%%  
%%OBSERVACIONS: És necessari canviar manualment de la taula mitjana i de  
%% la taula desviació els valors NaN per 0, sinó l'anàlisi estadística serà  
%% errònia. S'ha d'afegir, manualment també, a la columna 7 de les tres  
%% taules si van jugar al joc fàcil-0 o al joc difícil-1.  
%%  
%%ENTRADES:  
%%  
%% taulaD - % de sincronització en cada tram i per a cada subjecte  
%% [matriu Nx5]  
%%  
%% taulaM - Durada mitjana de sincronització en cada tram i per a cada  
%% subjecte [matriu Nx5]  
%%  
%% taulaSD - Variabilitat de la durada de la sincronització en cada tram  
%% i per a cada subjecte [matriu Nx5]  
%%  
%%SORTIDES:  
%%  
%% sinc - Mitjana i desviació estàndard per al joc fàcil i el joc difícil  
%% del paràmetre % de sincronització [matriu 2x2]  
%%  
%% mitj - Mitjana i desviació estàndard per al joc fàcil i el joc difícil  
%% del paràmetre durada mitjana [matriu 2x2]  
%%  
%% variab - Mitjana i desviació estàndard per al joc fàcil i el joc  
%% difícil del paràmetre variabilitat de la durada [matriu 2x2]  
%%  
  
%Es carrega la taula amb el paràmetre % de sincronització  
td=load('Taula Duracio.txt');  
  
%S'identifica els subjectes amb joc fàcil i els de joc difícil a partir  
%d'una columna afegida manualment a la taula a partir de veure quin joc ha  
%fet cada subjecte  
%Es busca els subjectes amb joc fàcil  
f=find((td(:,7)==0));  
%Es busca els subjectes amb joc difícil  
d=find((td(:,7)==1));
```

```

%Es calcula la mitjana (primera fila) i la sd (segona fila) per cada cas
creant una matriu on la primera columna és el valor per al fàcil i la
segona per al difícil
mf=mean(td(f,2));
sinc(1,1)=mf;
md=mean(td(d,2));
sinc(1,2)=md;

stdf=std(td(f,2));
sinc(2,1)=stdf;
std=std(td(d,2));
sinc(2,2)=std;

%Es carrega la taula amb el paràmetre durada mitjana
tm=load('Taula Mitjana.txt');

%Es calcula la mitjana (primera fila) i la sd (segona fila) per cada cas
creant una matriu on la primera columna és el valor per al fàcil i la
segona per al difícil
mf=mean(tm(f,2));
mitj(1,1)=mf;
md=mean(tm(d,2));
mitj(1,2)=md;

stdf=std(tm(f,2));
mitj(2,1)=stdf;
std=std(tm(d,2));
mitj(2,2)=std;

%Es carrega la taula amb el paràmetre variabilitat de la durada
ts=load('Taula Desviacio.txt');

%Es calcula la mitjana (primera fila) i la sd (segona fila) per cada cas
creant una matriu on la primera columna és el valor per al fàcil i la
segona per al difícil
mf=mean(ts(f,2));
variab(1,1)=mf;
md=mean(ts(d,2));
variab(1,2)=md;

stdf=std(ts(f,2));
variab(2,1)=stdf;
std=std(ts(d,2));
variab(2,2)=std;

```



#### B.14. Programa que calcula l'anàlisi estadístic entre homes i dones i entre el joc fàcil i el joc difícil amb el test de Mann Whitney

```
%%
%% Aquest programa realitza l'anàlisi estadístic utilitzant el test Mann
%% Whitney en el que es busca, primerament, si els resultats en homes i
%% dones són significativament diferents ( $p < 0.05$ ) i, per altre banda, si
%% entre els subjectes que realitzaven un joc fàcil i els del difícil hi ha
%% una diferència significativa ( $p < 0.05$ ). Per fer-ho s'utilitzen les taules
%% de resultats de cada paràmetre.
%%
%%OBSERVACIONS: Per utilitzar la funció mannwhit, s'han de descarregar
%% els algorismes disponibles a [25] i definir com a directori de MATLAB
%% durant l'execució d'aquest programa la carpeta descarregada de la web
%% anomenada 'Res'. És necessari canviar manualment de la taula mitjana i de
%% la taula desviació els valors NaN per 0, sinó l'anàlisi estadística serà
%% errònia.
%%
%%ENTRADES:
%%
%% taulaD - % de sincronització en cada tram i per a cada subjecte
%% [matriu Nx5]
%%
%% taulaM - Durada mitjana de sincronització en cada tram i per a cada
%% subjecte [matriu Nx5]
%%
%% taulaSD - Variabilitat de la durada de la sincronització en cada tram
%% i per a cada subjecte [matriu Nx5]
%%
%%SORTIDES:
%%
%% pd_T'x'_HD - valor p extret de comparar homes i dones en el tram 'x'
%% del paràmetre % sincronització (real)
%%
%% pm_T'x'_HD - valor p extret de comparar homes i dones en el tram 'x'
%% del paràmetre durada mitjana (real)
%%
%% ps_T'x'_HD - valor p extret de comparar homes i dones en el tram 'x'
%% del paràmetre variabilitat de la durada (real)
%%
%% pd_FD - valor p extret de comparar joc fàcil i joc difícil del
%% paràmetre % sincronització (real)
%%
%% pm_FD - valor p extret de comparar joc fàcil i joc difícil del
%% paràmetre durada mitjana (real)
%%
%% ps_FD - valor p extret de comparar joc fàcil i joc difícil del
%% paràmetre variabilitat de la durada (real)
%%

%Es carrega la taula amb el paràmetre % de sincronització
td=load('Taula Duracio.txt');

%Es comparen els diferents sexes amb la funció de MATLAB mannwhit dins de
cada tram
[pd_Tl_HD,u,n,r]=mannwhit(td(:,1),td(:,6));
```

```

[pd_T2_HD,u,n,r]=mannwhit(td(:,2),td(:,6));
[pd_T3_HD,u,n,r]=mannwhit(td(:,3),td(:,6));
[pd_T4_HD,u,n,r]=mannwhit(td(:,4),td(:,6));
[pd_T5_HD,u,n,r]=mannwhit(td(:,5),td(:,6));

%Es carrega la taula amb el paràmetre mitjana de la durada
tm=load('Taula Mitjana.txt');

%Es comparen els diferents sexes amb la funció de MATLAB mannwhit dins de
cada tram
[pm_T1_HD,u,n,r]=mannwhit(tm(:,1),tm(:,6));
[pm_T2_HD,u,n,r]=mannwhit(tm(:,2),tm(:,6));
[pm_T3_HD,u,n,r]=mannwhit(tm(:,3),tm(:,6));
[pm_T4_HD,u,n,r]=mannwhit(tm(:,4),tm(:,6));
[pm_T5_HD,u,n,r]=mannwhit(tm(:,5),tm(:,6));

%Es carrega la taula amb el paràmetre variabilitat de la durada
ts=load('Taula Desviacio.txt');

%Es comparen els diferents sexes amb la funció de MATLAB mannwhit dins de
cada tram
[ps_T1_HD,u,n,r]=mannwhit(ts(:,1),ts(:,6));
[ps_T2_HD,u,n,r]=mannwhit(ts(:,2),ts(:,6));
[ps_T3_HD,u,n,r]=mannwhit(ts(:,3),ts(:,6));
[ps_T4_HD,u,n,r]=mannwhit(ts(:,4),ts(:,6));
[ps_T5_HD,u,n,r]=mannwhit(ts(:,5),ts(:,6));

%Es compara el joc fàcil i difícil amb la funció de MATLAB mannwhit en
cada un dels paràmetres escollits
[pd_FD,u,n,r]=mannwhit(td(:,2),td(:,7));
[pm_FD,u,n,r]=mannwhit(tm(:,2),td(:,7));
[ps_FD,u,n,r]=mannwhit(ts(:,2),td(:,7));

```

## Programa principal

Per tal d'executar els programes i obtenir el mateix resultat que en el present estudi, en el programa de MATLAB següent s'explica com i en quin ordre s'han d'utilitzar aquests.

```

%%
%% Aquest programa mostra l'ordre i la forma d'execució de les funcions i
programes explicats anteriorment per tal d'obtenir el mateix resultat que
en el present estudi. S'ha d'anar executant pas a pas(separacions %%%)
perquè funcioni
%%
%%OBSERVACIONS:Es suposa que els senyals es troben dins d'un fitxer
anomenat SXXr.mat (on XX és el número de subjecte: 0,1,12,29 etc.). Un
cop carregat el fitxer .mat, el senyal cardíac es troba a la carpeta ecg
i el respiratori a la carpeta resp.
%%
%% AUTOR: Alba Cuadros, 2017.
%%

```

%En primer lloc, es defineix un vector anomenat subjectes en el qual hi haurà els número dels subjectes escollit per realitzar l'estudi (alguns s'han descartat prèviament com s'ha explicat en l'apartat de base de dades

```
subjectes=[0,1,2,4,6,7,8,9,10,11,13,14,16,17,18,20,21,22,23,24,25,26,28,29,30,32,33];
```

%Es defineixen també a l'inici les freqüències de mostreig per als dos senyals a analitzar

```
FsECG=500;  
FsRESP=100;
```

%%%

%Es processa el senyal cardíac amb la funció B.1. Es crea un bucle per tal de realitzar el processat per a tots els subjectes escollit

%Es defineix un comptador que anirà augmentat a mesura que es realitzi el programa per a cada subjecte  
comptador=1;

%Mentre el comptador sigui inferior a 28 (es tenen 27 subjectes escollits), es realitzarà el següent bucle:  
while comptador<28

    %Es carrega el subjecte que es processarà  
    subject=subjectes(comptador);

    %Es crida la funció a executar  
    [ E,R ] = R\_Detection( subject,FsECG );

    %S'augmenta el comptador per tal de processar el següent subjecte  
    comptador=comptador+1;

end

%La pròpia funció B.1. ja emmagatzema a la carpeta sobre la que s'està treballant els resultats de cada subjecte

%%%

%Es processa el senyal respiratori amb la funció B.2. Es crea un bucle per tal de realitzar el processat per a tots els subjectes escollit

%Es defineix un comptador que anirà augmentat a mesura que es realitzi el programa per a cada subjecte  
comptador=1;

%Mentre el comptador sigui inferior a 28 (es tenen 27 subjectes escollits), es realitzarà el següent bucle:  
while comptador<28

    %Es carrega el subjecte que es processarà

```

subject=subjectes(comptador);

%Es crida la funció a excutar
[ Respi, P ] = Phase_Detection( subject,FsRESP );

%S'augmenta el comptador per tal de processar el següent subjecte
comptador=comptador+1;
end

%La pròpia funció B.2. ja emmagatzema a la carpeta sobre la que s'està
treballant els resultats de cada subjecte

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

%Es processa la fase respiratòria amb la funció B.3. Es crea un bucle per
tal de realitzar el processat per a tots els subjectes escollit

%Es defineix un comptador que anirà augmentat a mesura que es realitzi el
programa per a cada subjecte
comptador=1;

%Mentre el comptador sigui inferior a 28 (es tenen 27 subjectes
escollits), es realitzarà el següent bucle:
while comptador<28

    %Es carrega el subjecte que es processarà
    subject=subjectes(comptador);

    %Es crida la funció a excutar
    [ FI ] = Interpol_Fase( subject,FsRESP );

    %S'augmenta el comptador per tal de processar el següent subjecte
    comptador=comptador+1;
end

%La pròpia funció B.3. ja emmagatzema a la carpeta sobre la que s'està
treballant els resultats de cada subjecte

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

%Els programes B.4. B.5. B.6. s'han d'executar en aquest ordre, l'un
darrera l'altre i sense necessitat d'un programa principal que els cridi.
El propi programa realitza la seva funció per a tots els subjectes i
emmagatzema els resultats en la carpeta sobre la que s'està treballant

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

%Es processa la sincronització obtinguda amb la funció B.7. Es crea un
bucle per tal de realitzar el processat per a tots els subjectes escollit

%Es defineix un comptador que anirà augmentat a mesura que es realitzi el
programa per a cada subjecte
comptador=1;

```

```
%Mentre el comptador sigui inferior a 28 (es tenen 27 subjectes  
escollits), es realitzarà el següent bucle:  
while comptador<28  
  
    %Es carrega el subjecte que es processarà  
    subject=subjectes(comptador);  
  
    %Es crida la funció a excutar  
    [ Vectorm, matriu, time ] = Matrix( subject );  
  
    %S'augmenta el comptador per tal de processar el següent subjecte  
    comptador=comptador+1;  
end  
  
%La pròpia funció B.7. ja emmagatzema a la carpeta sobre la que s'està  
treballant els resultats de cada subjecte  
  
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%  
  
%Es processa la sincronització obtinguda amb la funció B.8. Es crea un  
bucle per tal de realitzar el processat per a tots els subjectes escollit  
  
%Es defineix un comptador que anirà augmentat a mesura que es realitzi el  
programa per a cada subjecte  
comptador=1;  
  
%Mentre el comptador sigui inferior a 28 (es tenen 27 subjectes  
escollits), es realitzarà el següent bucle:  
while comptador<28  
  
    %Es carrega el subjecte que es processarà  
    subject=subjectes(comptador);  
  
    %Es crida la funció a excutar  
    [ VectorPacient ] = MaxSincro( subject );  
  
    %S'augmenta el comptador per tal de processar el següent subjecte  
    comptador=comptador+1;  
end  
  
%La pròpia funció B.8. ja emmagatzema a la carpeta sobre la que s'està  
treballant els resultats de cada subjecte  
  
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%  
  
%Es processa la sincronització obtinguda amb la funció B.9. Es crea un  
bucle per tal de realitzar el processat per a tots els subjectes escollit  
  
%Es defineix un comptador que anirà augmentat a mesura que es realitzi el  
programa per a cada subjecte  
comptador=1;  
  
%Mentre el comptador sigui inferior a 28 (es tenen 27 subjectes  
escollits), es realitzarà el següent bucle:
```

```

while comptador<28

    %Es carrega el subjecte que es processarà
    subject=subjectes(comptador);

    %Es crida la funció a excutar
    [ ax ] = FiguraFinal( subject );

    %S'augmenta el comptador per tal de processar el següent subjecte
    comptador=comptador+1;
end

%La pròpia funció B.9. ja emmagatzema a la carpeta sobre la que s'està
treballant els resultats de cada subjecte

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

%Els programes B.10. B.11. B.12. B.13. B.14. s'han d'executar en
aquest ordre, l'un darrera l'altre i sense necessitat d'un programa
principal que els cridi.

%És necessari canviar manualment de la taula mitjana i de la taula
desviació els valors NaN per 0. Sinó l'anàlisi estadística serà errònia.

%S'ha d'afegir a la columna 6 de les taules (la següent a l'últim tram)el
sexe dels subjectes sent valor 0-homes i valor 1-dones i a la columna 7
si van jugar al joc fàcil-0 o al joc difícil-1.

%El propi programa realitza la seva funció per a tots els subjectes i
emmagatzema els resultats en la carpeta sobre la que s'està treballant

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

```